

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2017

Ladislav Baleja

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Měření míry zátěže při chůzi
Measurement of the Forces during Walking

2017

Ladislav Baleja

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Ladislav Baleja**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: Měření míry zátěže při chůzi
Measurement of the Forces during Walking

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou měření zátěže dolních končetin při chůzi.
2. Seznámení se s měřicím systémem Pedoped.
3. Provedení měření s Pedoped u minimálně 20 osob.
4. Analýza a popis naměřených dat.
5. Zhodnocení dosažených výsledků závěrečné práce.

Seznam doporučené odborné literatury:


- [1] RAZAK, Abdul, Aladin ZAYEGH, Rezaul BEGG a Yufridin WAHAB. Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensor*2012, vol. 12, iss. 7, p. 9884-9912. DOI: 10.3390/s120709884. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/12/7/9884/htm>.
[2] NOVEL. *Pedoped: Load monitoring device* [online]. [cit. 2016-10-20]. Dostupné z: <http://novel.de/novelcontent/pedoped-mobile-forces-sensors>.

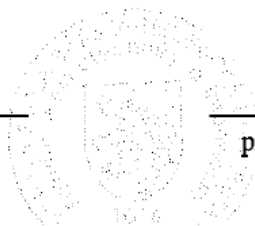
Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 28.04.2017


doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.



.....

Ladislav Baleja

Datum odevzdání bakalářské práce: 28. 4. 2017

Poděkování

Chtěl bych poděkovat doc. Ing. Martinovi Černému, Ph.D., za vedení mé bakalářské práce, cenné rady a odborný dohled. Dále bych chtěl poděkovat mé rodině a přátelům za podporu při studiu.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá výzkumem měření míry zátěže při chůzi, který probíhal ve Fakultní nemocnici Ostrava na oddělení traumatologie. Měření se provádělo u vybraných pacientů s poraněním dolních končetin, kteří byli v domácí péči. Výzkum sledoval četnost chůze a optimální zatížení v průběhu léčby. Do výzkumu byli zařazeni i zdraví jedinci z důvodů testování programu pro detekci kroků. K měření zátěže byly využívány vložky pedoped®, obsahující kapacitní senzory. Vložky jsou propojeny s mobilním telefonem pomocí bezdrátové technologie Bluetooth. Díky tomu jsou data odesílána v reálném čase. Analýza naměřených dat se realizovala pomocí programů pedoped Viewer a MATLAB.

Klíčová slova

Tlak nohy, sledování pohybu, analýza chůze, vložky, rehabilitace, bezdrátové, in-shoe

Abstract

This bachelor thesis deals with research of measurement of forces during walking which took place at the University hospital Ostrava in the department of traumatology. Measurement were performed on selected patients with lower limb injury who were in home care. Research tracked walking frequency and optimal load during treatment. Research also involved healthy individuals in order to test program for detection of steps. For measuring of forces were used pedoped® insoles containing capacitive sensors. Insoles are connected with a mobile phone using wireless technology Bluetooth. Thanks to this data are sent in real time. The analysis of the measured data was realized by pedoped Viewer and MATLAB software.

Key words

Foot pressure, motion tracking, gait analyses, insoles, rehabilitation, wireless, in-shoe

Obsah

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK.....	7
SEZNAM OBRÁZKŮ	8
SEZNAM TABULEK	9
ÚVOD.....	10
1. SENZORY PRO MĚŘENÍ TLAKU	11
1.1 Kapacitní senzory.....	11
1.2 Rezistivní senzory – FRS	12
1.3 Piezoelektrické senzory.....	13
1.4 Piezorezistivní senzory.....	13
1.5 Optimální umístění senzorů a rozložení v anatomických oblastích	14
2. PRŮZKUM TRHU V OBLASTI MĚŘENÍ MÍRY ZÁTĚŽE PŘI CHŮZI.....	15
2.1 Tekscan, Inc. – F-scan®.....	15
2.2 Pressure Profile Systém, Inc. (PPS) – Foot PMS	19
2.3 Sennotech Co. Ltd. – InsoleX	21
2.4 Novel – pedoped®	22
2.5 The emed® – systems	23
3. VÝZKUM VE FAKULTNÍ NEMOCNICI OSTRAVA	24
3.1 Testování funkce vložek pedoped®	25
3.2 Hardwarová část vložek pedoped®.....	26
3.3 Softwarová část aplikace pedoped®	26
3.4 Párování vložek se smartphonem	27
3.5 Kalibrace vložek.....	28
3.6 Možnosti nastavení parametrů	30
3.7 Stahování naměřených dat	32
4. ANALÝZA DAT A TESTOVÁNÍ	36
4.1 Analýza pomocí Pedoped Viewer	36
4.2 Analýza pomocí programu MATLAB	38
4.3 Testování na zdravých jedincích	51
4.4 Výsledky testování	51
5. ZÁVĚR.....	55
6. ZDROJE.....	56
7. PŘÍLOHY	I

Seznam použitých symbolů a zkratek

FIR Finite-duration impulse response

Fps Frame per second

FSR Force sensitive resistor

Hz Hertz

kg Kilogram

kPa Kilopascal

mAh Miliampérhodina

m Metr

mm Milimetr

N Newton

pdo Pedoped files

PMS Pressure Mapping System

PPS Pressure Profil Systems

PTF Polymer thick film

SNR Signal noise ratio

txt Textový dokument

V Volt

Seznam obrázků

Obrázek 1: Konstrukce kapacitního senzoru [1]	11
Obrázek 2: Uspořádání FSR senzoru [2]	12
Obrázek 3: Závislost senzoru FSR na působící síle F [3]	12
Obrázek 4: Provedení piezoelektrického senzoru [4]	13
Obrázek 5: Provedení piezorezistivního senzoru [5]	13
Obrázek 6: Optimální umístění senzoru [6]	14
Obrázek 7: Anatomické oblasti na plantární ploše nohy [7]	14
Obrázek 8: Vložka do bot F-scan od firmy Tekscan [8]	15
Obrázek 9: Provedení senzoru 3000E a 3001E [9]	16
Obrázek 10: Provedení senzoru 3001E [10]	17
Obrázek 11: Provedení senzoru 3005E [11]	18
Obrázek 12: Vložka do bot Foot PMS od firmy PPS [12]	19
Obrázek 13: Provedení vložky od firmy Pressure Profil Systém [13]	20
Obrázek 14: Vložky do bot InsoleX od firmy Sennotech [14]	21
Obrázek 15: Vložky pedoped® do bot od firmy Novel [15]	22
Obrázek 16: Pedografická plošina emed® [16]	23
Obrázek 17: Zevní fixátor bérce [17]	24
Obrázek 18: Vložka do bot pedoped® [18]	26
Obrázek 19: Modul s elektronikou a restartovací tlačítko [18]	26
Obrázek 20: Detail slotu pro napájení bateriemi CR 2016 [18]	26
Obrázek 21: Průběh měření v horizontální poloze smartphonu [18]	27
Obrázek 22: Průběh měření ve vertikální poloze smartphonu [18]	27
Obrázek 23: Okno zobrazující již aktivované vložky [18]	28
Obrázek 24: Okno s informacemi a možnostmi bližšího nastavení jednotlivých vložek [18]	28
Obrázek 25: Okno pro kalibraci levé nohy s označením „Left X061“ [18]	29
Obrázek 26: Dialogové okno popisující úkony při bipedální kalibraci levé nohy Y070 [18]	29
Obrázek 27: Dialogové okno popisující úkony při bipedální kalibraci pravé nohy Y058 [18]	30
Obrázek 28: Nastavitelné parametry v aplikaci pedoped App [18]	30
Obrázek 29: Okno pro vložení komentáře a volbu uložení naměřených dat [18]	31
Obrázek 30: Ikona pro stažení programu iTunes	32
Obrázek 31: Ikona programu iTunes	32
Obrázek 32: Základní prostředí programu iTunes	33
Obrázek 33: Okno pro aktualizaci mobilního telefonu iPhone	33
Obrázek 34: Signalizace připojeného mobilního telefonu iPhone	34
Obrázek 35: Ikona pro zobrazení nainstalovaných aplikací	34
Obrázek 36: Zobrazení dat, které jsou uloženy v iPhonu	35
Obrázek 37: Okno pro výběr místa uložení zvolených dat	35
Obrázek 38: Prostedí programu pedoped® Viewer	36
Obrázek 39: Detail nastavených hodnot limitů zátěže na dané noze	37
Obrázek 40: Pedoped log file s hodnotami jednoho měření	37
Obrázek 41: Konvertování .pdo souboru do formátu (ASCII)	38
Obrázek 42: Soubory s daty pro načtení	38

Obrázek 43: Výběr možnosti Numeric Matrix při načítání dat	39
Obrázek 44: Načtení souboru v MATLABu uloženého pomocí pedoped log file	39
Obrázek 45: Načtení souboru v MATLABu v textovém formátu ASCII	39
Obrázek 46: Načtené proměnné v okně Workspace	40
Obrázek 47: Přiřazení proměnných pro Patient a pedopedViewer_data	40
Obrázek 48: Všechny proměnné po spuštění programu Trideni_dat	40
Obrázek 49: Vývojový diagram programu Trideni_dat	41
Obrázek 50: Načtení proměnné Struct a obsah proměnných vytvořených pomocí Trideni_dat	42
Obrázek 51: Úprava časové osy grafů	42
Obrázek 52: Příkaz pro vykreslení povolené zátěže pomocí červené čáry	42
Obrázek 53: Ukázka vykreslení průběhu chůze původního zarušeného signálu	43
Obrázek 54: Ukázka vykreslení průběhu chůze po vyfiltrování	43
Obrázek 55: Ukázka detekce kroků levé a pravé nohy	44
Obrázek 56: Uložení proměnných number_of_steps_left_foot a right_foot s podmínkou	44
Obrázek 57: Výpis všech proměnných ve struktuře Struct na konci cyklu programu	45
Obrázek 58: Vývojový diagram funkce findpeaks	45
Obrázek 59: Vývojový diagram programu Step_finder_analyza	46
Obrázek 60: Cyklus pro načtení všech souborů ze složky	47
Obrázek 61: Sloupcový graf kroků v limitu a nad limitem v procentuálním vyjádření	47
Obrázek 62: Sloupcový graf s celkový počtem kroků v limitu a nad limitem	48
Obrázek 63: Prázdná hodnota proměnné over_limit_steps_right_pks1	49
Obrázek 64: Podmínka vykreslení krabicového grafu s prázdnou hodnotou	49
Obrázek 65: Příkazy pro nastavení osy x	49
Obrázek 66: Vývojový diagram programu Bar_Box_analyza	50
Obrázek 67: Popis průběhu chůze v určitých fázích	52
Obrázek 68: Detekce všech kroků bez změny povolené zátěže	52
Obrázek 69: Hodnoty nastavených zátěží a kroky nad limitem	53
Obrázek 70: Výběr kroků, které jsou nad zvoleným limitem	53
Obrázek 71: Výběr kroků, které jsou pod zvoleným limitem	54
Obrázek 72: Výpis Struct pro znázornění a kontrolu vybraných kroků nad limitem	54

Seznam tabulek

Tabulka 1: Rozměry senzoru 3000E [1]	16
Tabulka 2: Rozměry senzoru 3001E [2]	17
Tabulka 3: Rozměry senzoru 3005E [3]	18
Tabulka 4: Modely senzorů [4]	20
Tabulka 5: Charakteristika a provedení senzorů [5]	20
Tabulka 6: Elektronické specifikace [6]	20
Tabulka 7: Technické údaje [7]	21
Tabulka 8: Technické parametry pedoped® [8]	23
Tabulka 9: Technické parametry emed®-xl platform [9]	23
Tabulka 10: Tabulka velikosti zakoupených vložek pedoped®	24
Tabulka 11: Data změn nastavené zátěže	25

Úvod

S postupným vývojem zdravotnictví se v současné době můžeme setkat s novými technologiemi v oblasti ortopedie a traumatologie, které usnadňují léčbu a následnou rehabilitaci pacienta. Úrazy dolních končetin jsou v dnešní době velmi časté a mnohdy problémové, proto se začínají objevovat nové technologie, pomocí kterých se monitoruje míra zátěže na dolních končetinách. Měření míry zátěže u takových pacientů je důležité pro efektivní rehabilitaci a zkrácení její doby.

Teoretická část se zabývá problematikou měření míry zátěže a také způsoby, jakými je možné ji měřit. Tuto problematiku bylo nutné znát před začátkem výzkumu. Proto jsou v úvodu první kapitoly popsány vlastnosti senzorů, které se zohledňují při výběru. Dále jsou zde uvedeny senzory, které je možné využít v oblasti měření tlaku. Senzory by měly být především co nejmenší, aby je bylo možné aplikovat do různých druhů obuvi, a co nejpřesnější pro dosažení validních výsledků měření.

Kapitola *Průzkum trhu v oblasti měření míry zátěže při chůzi* zahrnuje informace o dostupných výrobcích, kteří se zabývají měřením zátěže v tomto odvětví. Na trhu existuje několik výrobců, kteří jsou podrobněji popsáni v této kapitole. U každého níže uvedeného výrobce je popis produktu a technické specifikace, které jsou uvedeny v tabulkách. Poslední uvedený výrobce obsahuje navíc popis výrobku systému emed®. Jedná se o pedografickou plošinu, využívanou pro grafické znázornění odvíjení kroků poraněné dolní končetiny pacienta. Této plošiny se využívalo při kontrolách v nemocnici.

Praktická část se věnuje výzkumu v nemocnici a analýze naměřených dat. V úvodu kapitoly jsou popsány základní fakta výzkumu. Ve většině případech se jedná o pacienty s fixací zlomeniny bérce pomocí zevního fixátoru, který je v kapitole také okrajově zmíněn. Důležitým bodem kapitoly je nastavení mobilní aplikace pedoped App a průběh kalibrace vložek pedoped®, které pacient musí být schopen ovládat.

Zbytek pojednává o samotné analýze dat pomocí programu pedoped Viewer a MATLAB. Kombinací těchto dvou programů se dosáhlo ucelené analýzy naměřených dat, které byly reprezentovány pomocí sloupcových a krabicových grafů.

1. Senzory pro měření tlaku

Na trhu jsou k dispozici různé druhy tlakových senzorů, například kapacitní senzory (snímače), odporové senzory, piezoelektrické senzory a piezorezistivní senzory. Při výběru senzorů se zohledňují tyto vlastnosti:

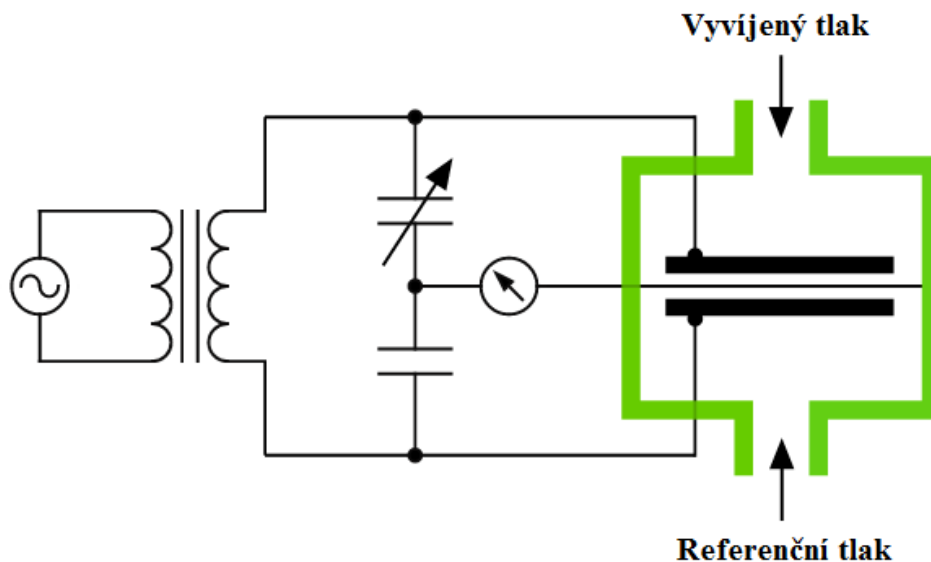
- závislost výstupní veličiny na veličině měřené
- citlivost senzoru
- velká přesnost a stálost
- minimální závislost na vlivech okolního prostředí
- vysoká spolehlivost
- nízká pořizovací cena a náklady na provoz
- jednoduchá obsluha a údržba

[1]

1.1 Kapacitní senzory

Skládají se ze dvou vodivých elektricky nabitých desek, obvykle kov nebo křemík, které jsou od sebe odděleny dielektrikem. Působením tlaku na desky dochází k deformaci (zmenšuje se vzdálenost mezi deskami), která způsobí změnu kapacity. Změna může, ale nemusí být lineární s působením tlaku, ale udává se přibližně v procentech z celkové kapacity. Konstrukce kapacitního senzoru (Obrázek 1). [2]

Kapacitní senzory využívá k výrobě svých produktů pro měření míry zátěže, jako jsou, pedoped®, pedar®, emed® od německé firmy Novel.

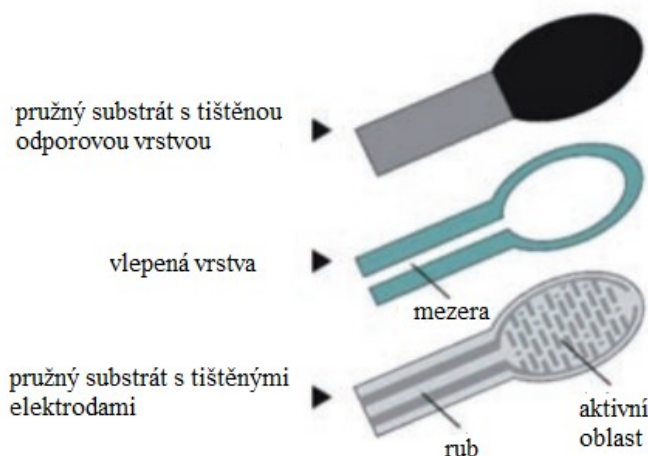


Obrázek 1: Konstrukce kapacitního senzoru [1]

1.2 Rezistivní senzory – FRS

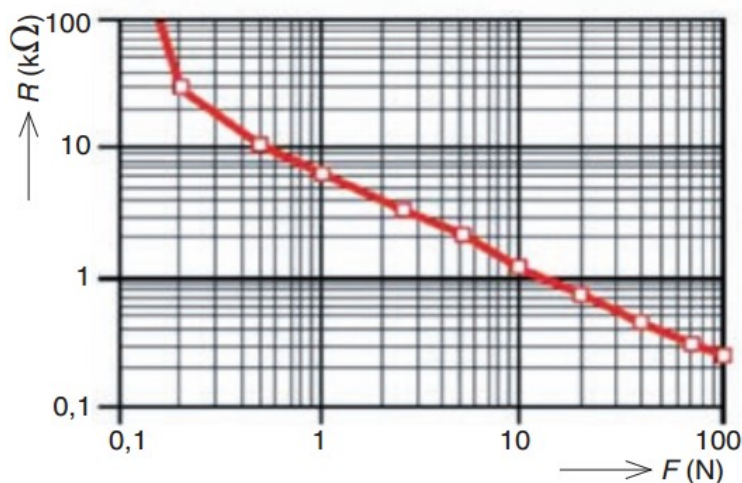
Jsou to senzory s citlivým polymerním materiálem. Využívají závislost elektrického odporu polymerové vrstvy na působící síle. Lineární část převodní charakteristiky lze využít k měření zatížení. Lze vyrobit senzory různých tvarů. Základem senzoru je odporová vrstva vyrobená technikou tlustých vodivých vrstev z polymeru (PTF) a tvořená elektricky vodivými a nevodivými částicemi o velmi malých rozměrech. Působením síly na tuto vrstvu se částice vzájemně dotýkají a vytvářejí tak vodivé dráhy, čímž se odpor vrstvy zmenšuje. [3]

Rezistivní senzory využívá k výrobě svého produktu F-Scan® americká firma Tekscan.



Obrázek 2: Uspořádání FSR senzoru [2]

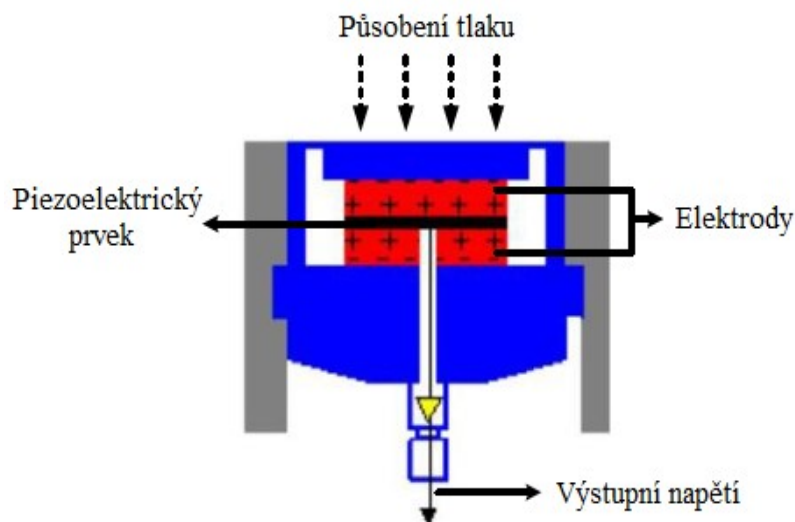
Senzor FSR můžeme zatížit silou do 10 N, maximálně až 100 N, při změně odporu v rozmezí od 2 M Ω do 2 k Ω (Obrázek 3). Maximální tlak, při němž senzor ještě funguje, se pohybuje v rozmezí 100 až 200 Pa. Rozlišovací schopnost jednoho senzoru je <0,5 %. [3]



Obrázek 3: Závislost senzoru FSR na působící síle F [3]

1.3 Piezoelektrické senzory

Senzor vytváří elektrické pole v závislosti na vyvíjeném tlaku. Piezoelektrické zařízení, mají vysokou impedanci, a proto jsou náchylnější na elektrické rušení, to vede k nepříznivému poměru SNR. K výrobě piezoelektrických senzorů pro měření tlaku se používá polyvinylidenfluorid (PVDF) díky jeho pružnosti a tenkému profilu. [4]

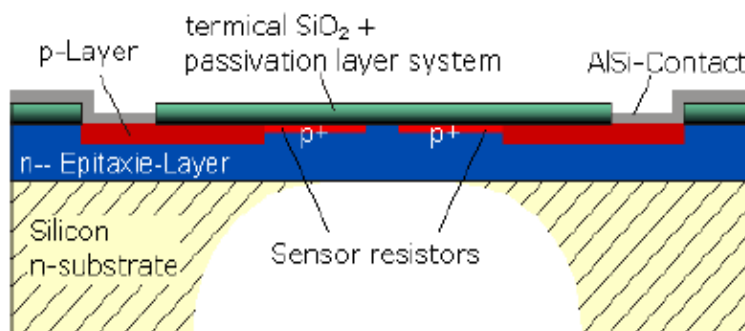


Obrázek 4: Provedení piezoelektrického senzoru [4]

1.4 Piezorezistivní senzory

Senzor je vyroben z polovodičového materiálu. Piezorezistivní materiál je ovlivněn působící silou nebo tlakem. Pokud na senzor nepůsobíme silou nebo tlakem, pak je odpor senzoru vysoký. Naopak, pokud na senzor působíme silou, tlakem, jeho odpor se sníží.

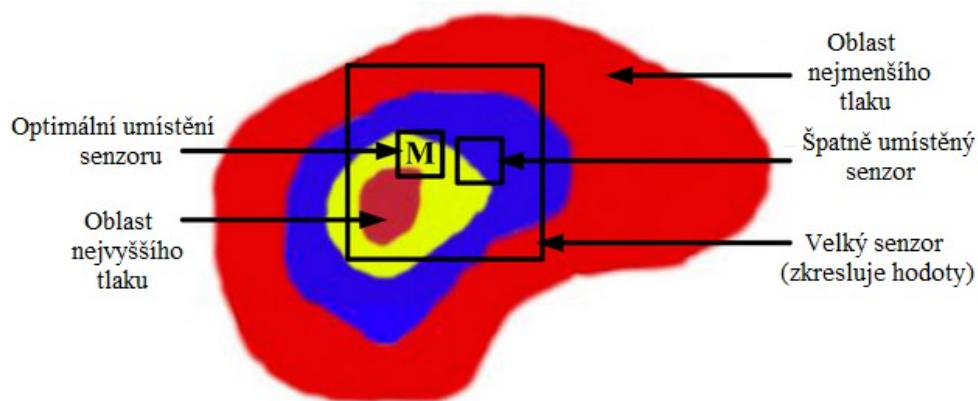
Působením tlaku na piezoelektrický prvek se vytváří elektrický náboj, který vytváří napětí úměrné k působící síle. Jedním z výrobců piezorezistivních senzorů je americká firma Tekscan, USA s výrobkem FlexiForce®. [4,8]



Obrázek 5: Provedení piezorezistivního senzoru [5]

1.5 Optimální umístění senzorů a rozložení v anatomických oblastích

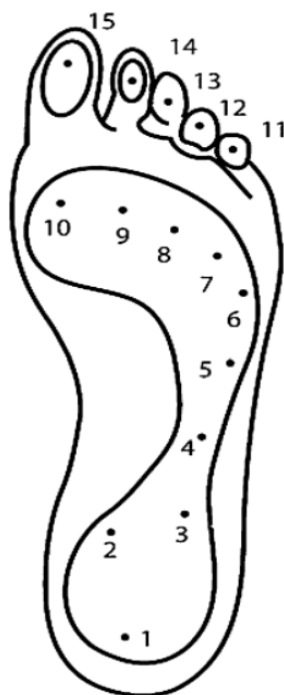
Umístění a rozměry senzoru jsou velmi důležité pro správné měření tlaku. Velikost a umístění senzoru je volena tak, aby nedošlo ke zkreslení hodnot, viz (Obrázek 6). [4]



Obrázek 6: Optimální umístění senzoru [6]

Plantární plochu lidské nohy je možné rozdělit do 15 oblastí, jako je pata (1–3), střed chodidla (4–5), nárt (6–10) a oblast prstů (11–15) jak je znázorněno na (Obrázek 7). [6]

Tyto oblasti jsou nejvíce zatěžovány při chůzi a slouží také jako body pro stabilitu těla. Z tohoto důvodu je v ideálním případě nutno použití 15 senzorů pro pokrytí většiny změn tělesné hmotnosti.



Obrázek 7: Anatomické oblasti na plantární ploše nohy [7]

2. Průzkum trhu v oblasti měření míry zátěže při chůzi

2.1 Tekscan, Inc. – F-scan®

Popis produktu

F-scan je systém, který poskytuje informace o tlaku a vyvinuté síle, která se měří v reálném čase při analyzování chůze. Informace, které jsou získány pomocí F-scanu, se promítají v reálných aplikacích, jako například navrhování a testování protetických pomůcek, dále také pro zlepšení techniky běhu elitních atletů. F-scan je rozdělen do dvou sekcí, F-scan pro výzkumné pracoviště a také pro klinické pracoviště. [7]

F-Scan pro výzkumné pracoviště

Výzkumní pracovníci mohou pracovat s programem, který poskytuje více funkcí tak, aby vyhověl požadavkům pro výzkum včetně kalibračních bodů a ke zpracování a analýze dat. Zpracovaná data lze také použít pro rozšířenou analýzu chůze. [7]

- Ukládání souboru ve formátech ASCII, .avi, .jpg
- Externí spouštění – dálkové spouštění sběru dat
- Dodatečné grafy a možnost zobrazení histogramu, dále také nastavitelné osy
- Další funkce na přání, které zajistí podrobnější analýzu dat

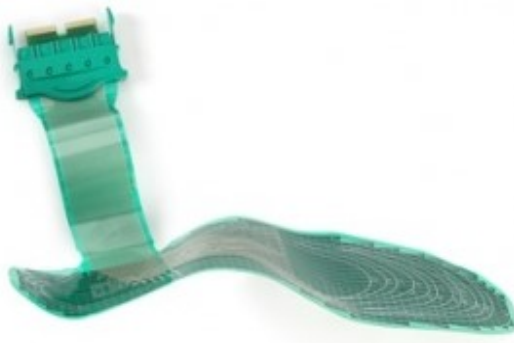
[7]

F-Scan pro klinické pracoviště

Vhodné pro fyzioterapeuty, certifikované ortoprotetiky a techniky, kteří mohou efektivněji pracovat s pacienty, kteří F-scan používají. [7]

- Pomoc při identifikaci přesné diagnózy
- Objektivní hodnocení účinků protetik a léčby
- Informace pro pacienty o průběhu vyšetření
- Průběh a dokumentace léčby a pokroku léčby

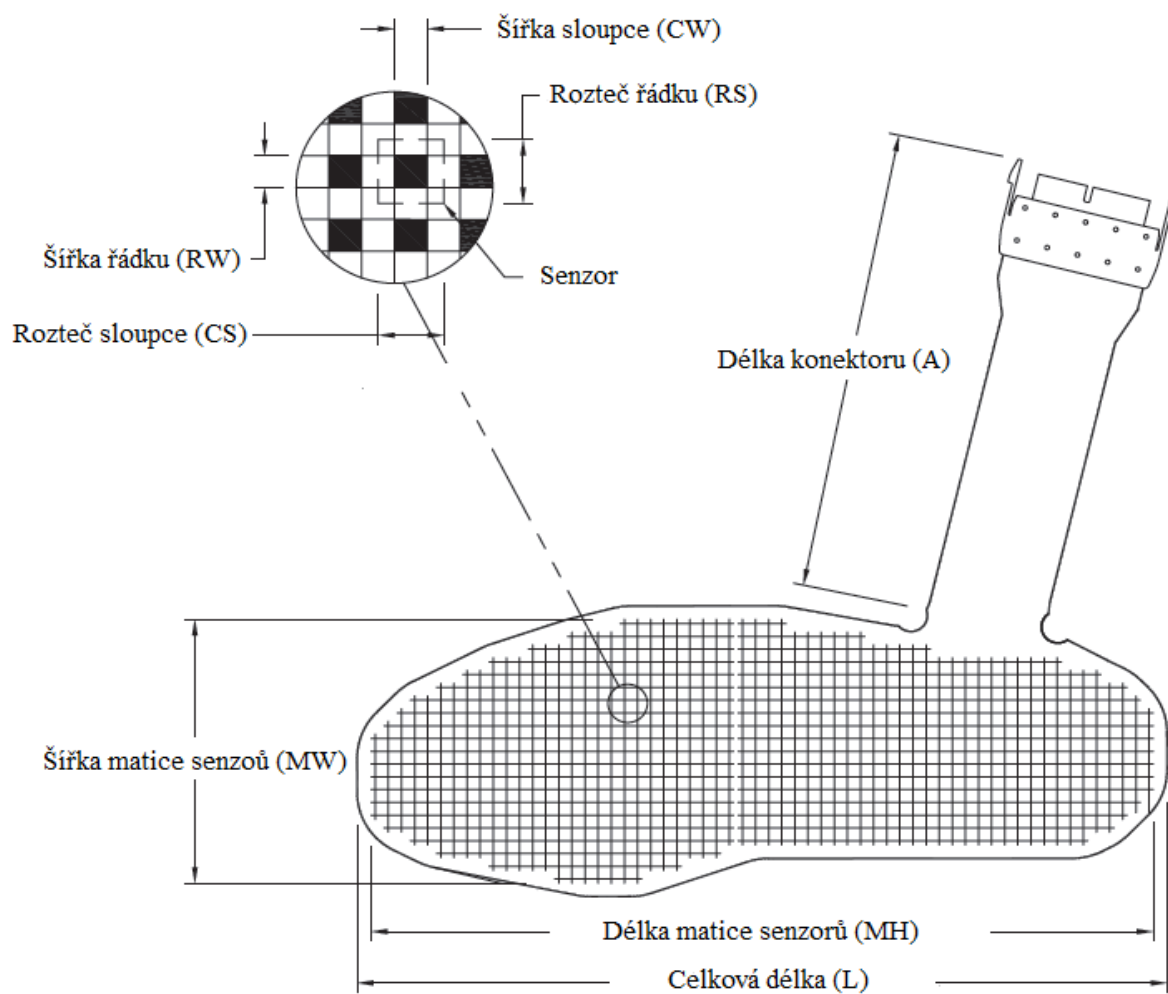
[7]



Obrázek 8: Vložka do bot F-scan od firmy Tekscan [8]

Technické specifikace

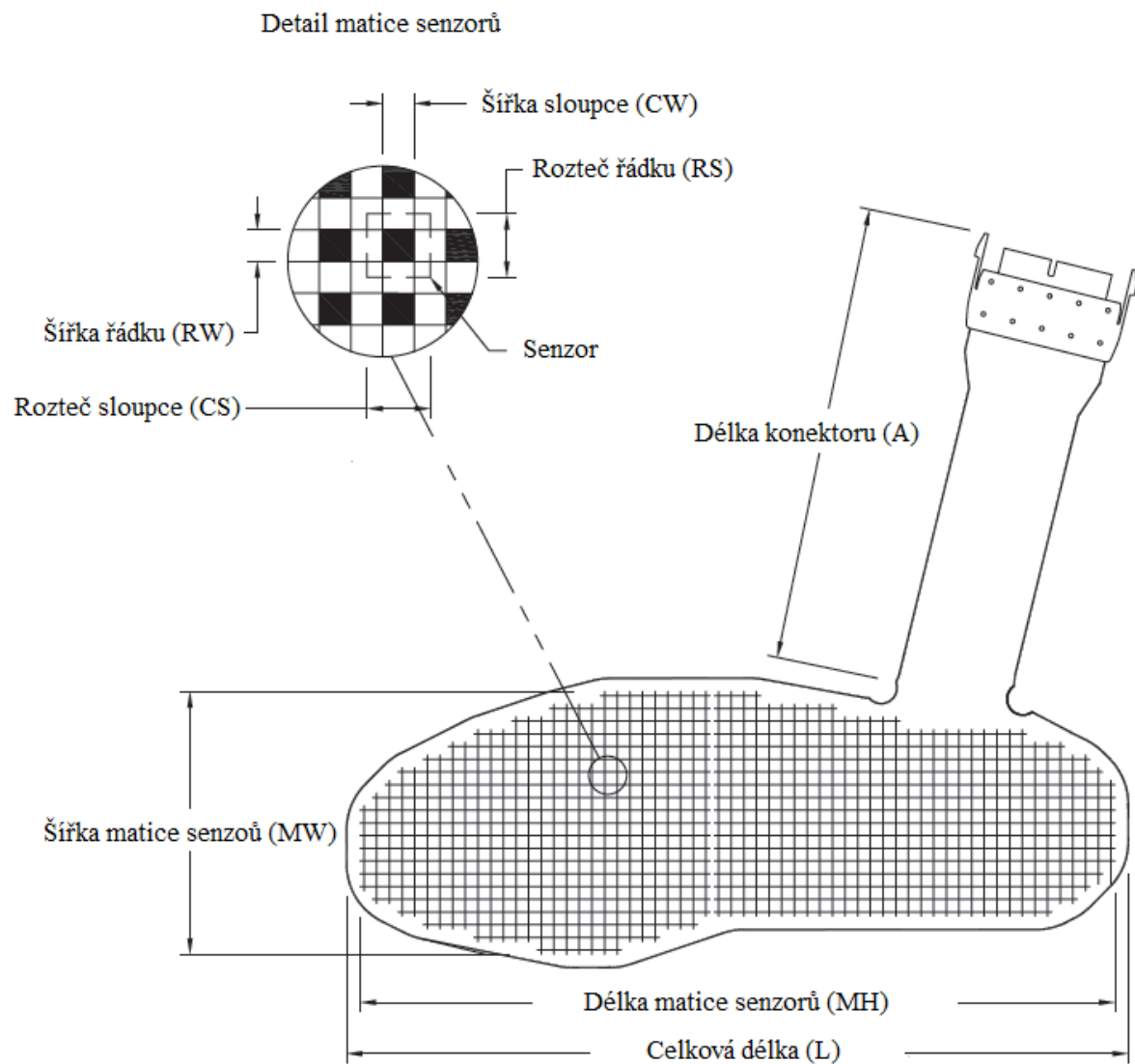
Detail matice senzorů



Obrázek 9: Provedení senzoru 3000E a 3001E [9]

Tabulka 1: Rozměry senzoru 3000E [1]

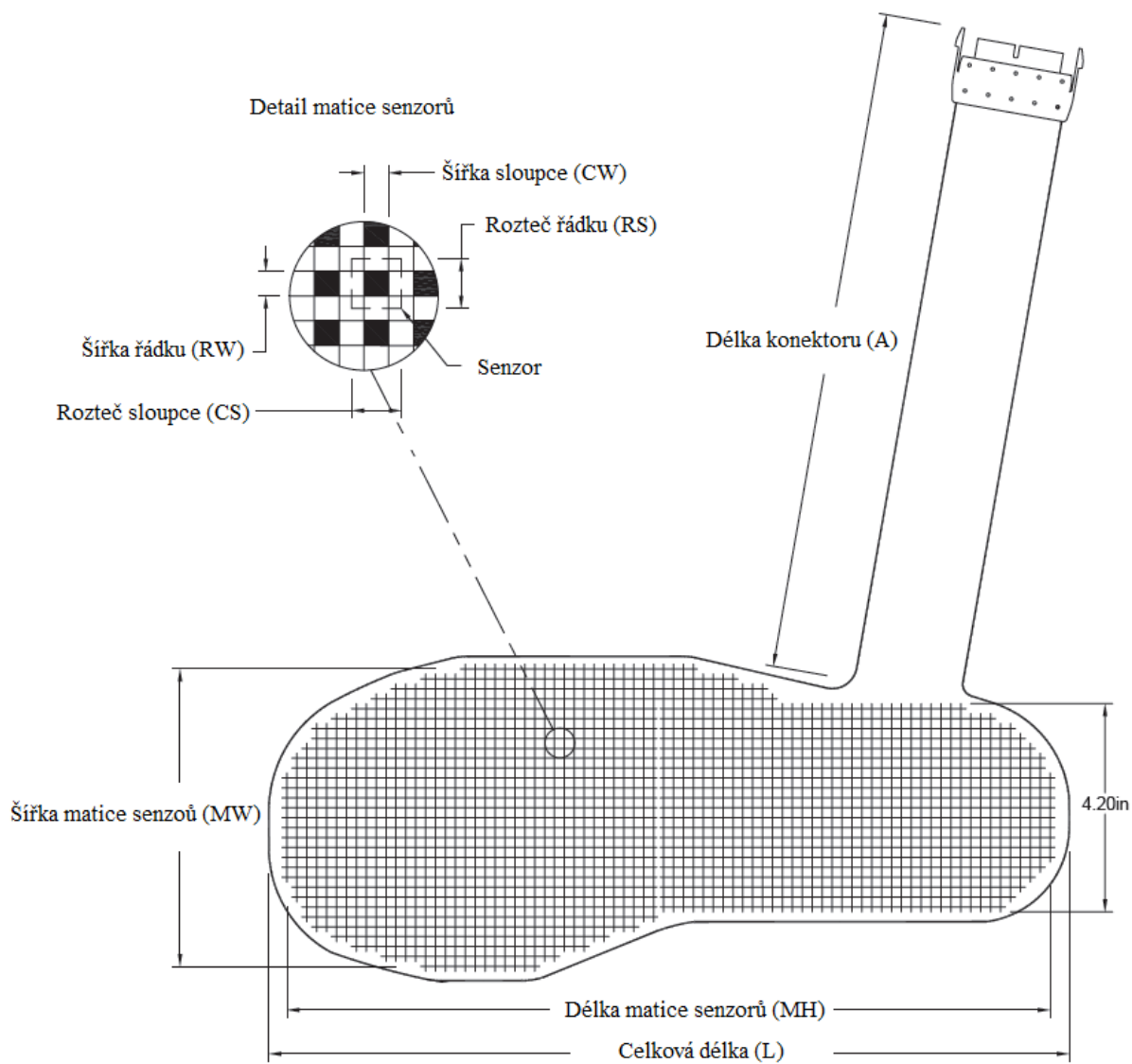
Celková délka (L)	Délka konektoru (A)	Šířka matice senzorů (MW)	Délka matice senzorů (MH)	Detail matice sloupce		Detail matice řádky		Celkový počet senzorů	Hustota senzorů
				Šířka (CW)	Rozteč (CS)	Šířka (RW)	Rozteč (RS)		
(mm) 313,7	(mm) 182,6	(mm) 106,7	(mm) 304,8	(mm) 2,5	(mm) 5,1	(mm) 2,5	(mm) 5,1	954	(mm ²) 3,9



Obrázek 10: Provedení senzoru 3001E [10]

Tabulka 2: Rozměry senzoru 3001E [2]

Celková délka (L)	Délka konektoru (A)	Šířka matice senzorů (MW)	Délka matice senzorů (MH)	Detail matice sloupce		Detail matice řádky		Celkový počet senzorů	Hustota senzorů
				Šířka (CW)	Rozteč (CS)	Šířka (RW)	Rozteč (RS)		
(mm) 313,7	(mm) 335,3	(mm) 106,7	(mm) 304,8	(mm) 2,5	(mm) 5,1	(mm) 2,5	(mm) 5,1	954	(mm ²) 3,9



Obrázek 11: Provedení senzoru 3005E [11]

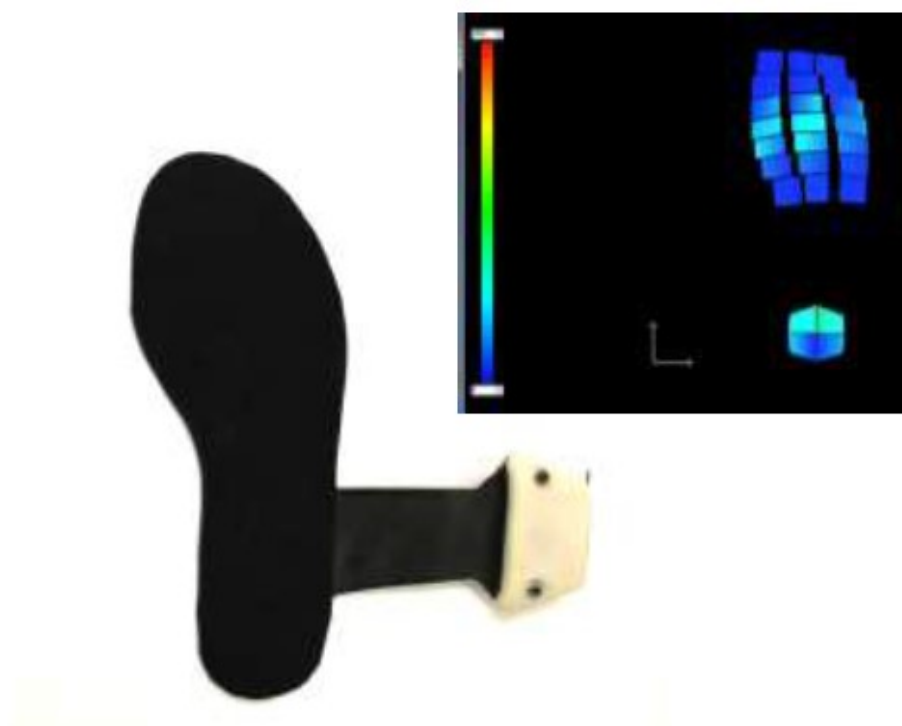
Tabulka 3: Rozměry senzoru 3005E [3]

Celková délka (L)	Délka konektoru (A)	Šířka matice senzorů (MW)	Délka matice senzorů (MH)	Detail matice sloupce		Detail matice řádky		Celkový počet senzorů	Hustota senzorů
				Šířka (CW)	Rozteč (CS)	Šířka (RW)	Rozteč (RS)		
(mm) 410,2	(mm) 304,8	(mm) 157,5	(mm) 396,2	(mm) 2,5	(mm) 5,1	(mm) 2,5	(mm) 5,1	1848	(mm ²) 3,9

2.2 Pressure Profile Systém, Inc. (PPS) – Foot PMS

Popis produktu

Systém pro mapování tlaku měří a analyzuje tlak, který je vyvíjen člověkem na plantární plochu nohy. Tento systém byl navržen pro výzkum a vývoj v oblasti analýzy chůze, komplikací diabetické nohy nebo jiných oborů, které se zabývají rozložením tlaku v oblasti nohou. Systém je schopen měřit a analyzovat tlak na plantární ploše nohy při statickém nebo dynamickém pohybu člověka. Systém měří a vizualizuje data v reálném čase pomocí bezdrátového rozhraní pro minimální invazivní měření. Vložka se senzory je flexibilní a snadno přizpůsobitelná do jakékoliv obuvi. [9]

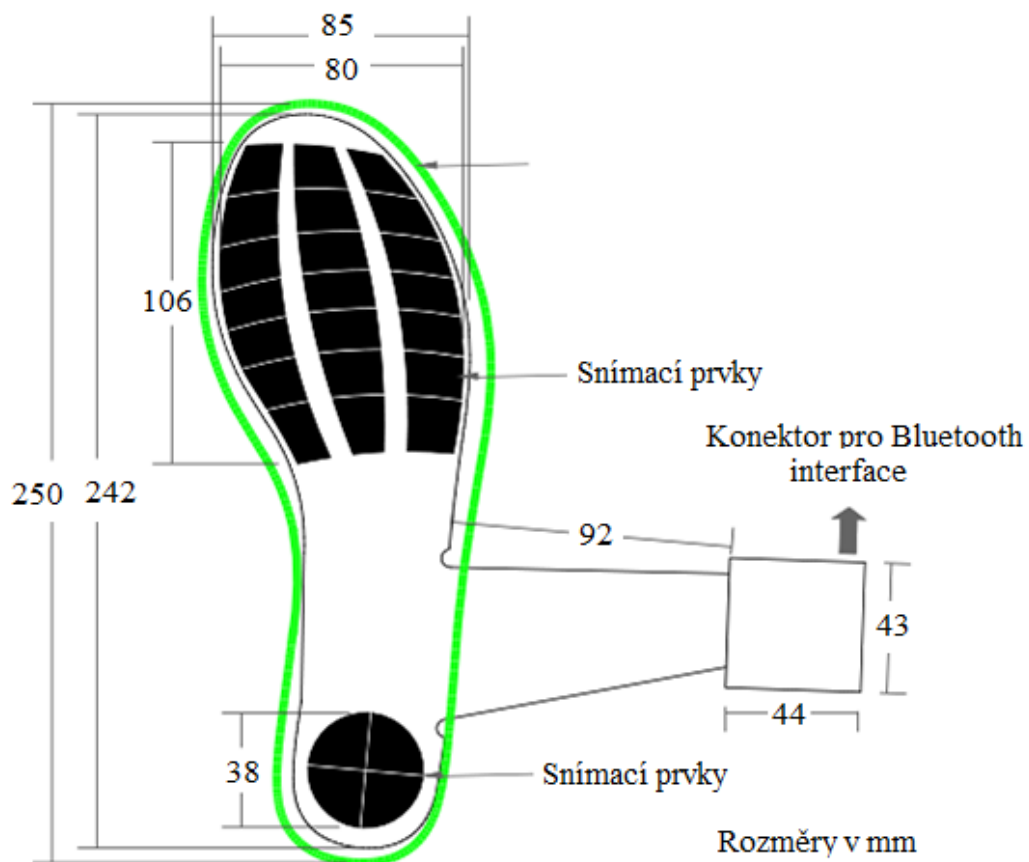


Obrázek 12: Vložka do bot Foot PMS od firmy PPS [12]

- Vložka poskytuje vysokou citlivost díky 25 kapacitním tlakovým senzorům, které poskytují vysokou citlivost při měření dat
- Flexibilní design lze snadno přizpůsobit do jakékoli obuvi i se stávající vložkou bez zkreslení měřených dat
- Kompaktní bezdrátové spojení pomocí rozhraní Bluetooth® poskytuje jednoduché a snadné nastavení
- Program poskytuje snadný přístup k datům a analýze, také vykresluje rozložení tlaku pomocí barevné stupnice (chameleon visualization)

[9]

Technické specifikace



Obrázek 13: Provedení vložky od firmy Pressure Profil Systém [13]

Tabulka 4: Modely senzorů [4]

Označení senzoru	5816	5859
Dostupné velikosti	US muži 6–7	US ženy 4,5–6
Počet senzorů	25	25

Tabulka 5: Charakteristika a provedení senzorů [5]

Citlivost	0,2%
Přesnost	< 1 %
Linearita	99%
Povrchový materiál	Látka a polymid
Tloušťka	0,5 mm

Tabulka 6: Elektronické specifikace [6]

Vzorkovací frekvence	50 Hz
Komunikace	Bluetooth® 4.0
A/D převodník	12 bit
Napájení	5 V

2.3 Sennotech Co. Ltd. – InsoleX

Popis produktu

InsoleX jsou monitorovací vložky s vysokou přesností a spolehlivostí. Skládají se z chytrých vložek, které lze umístit do obuvi a provádět tak bezproblémové měření a následnou analýzu. Vše probíhá pomocí bezdrátové komunikace přes Bluetooth®. Snímané aktivity je možné sledovat v reálném čase. Senzory umožňují snímat několik parametrů, jako je rozložení tlaku na plantární ploše nohy, akcelerace, poloha a rotace. Na základě naměřených dat můžeme provádět analýzu chůze. [10]



Obrázek 14: Vložky do bot InsoleX od firmy Sennotech [14]

- Kompatibilní s mobilním telefonem
- Analýza dat v reálném čase
- Přesné a spolehlivé měření
- Vhodné pro dlouhodobý monitoring chůze

[10]

Technické specifikace

Tabulka 7: Technické údaje [7]

Dostupné velikosti	35–45 EU nebo na zakázku
Tloušťka	3 mm (chodidla), 7 mm (pata)
Počet senzorů	> 48
Rozsah tlaku senzorů	30–1200 kPa
Hystereze	< 5%
Rozlišení senzorů	5 kPa
Další senzory	3 D akcelerometr, 3 D gyroskop, 3 D kompas
Konektivita	USB, SD, Bluetooth®
Komunikace	Bluetooth® 4.0
Napájení	Nabíjecí 250 mAh baterie
Nabíjení	Bezdrátové nebo pomocí USB
Sběr dat	8 kanálů, 12 bitů
Ukládání dat	Interní paměť
Doba nahrávání	10 hodin při 100 Hz na interní paměť

2.4 Novel – pedoped®

Popis produktu:

Novinka od firmy Novel.de, kterou je monitorovací zařízení pedoped® přesně měří detekovanou sílu na plantární ploše chodidla uvnitř boty při všech statických a dynamických aktivitách. Tento systém je založen na novém patentu skládající se z velkého lineárního snímače. Ten dokáže přesně změřit detekovanou sílu mezi plantární plochou nohy a botou bez odhadu jiných veličin, jako je tělesná hmotnost a zrychlení.

Tam, kde není předmětem zájmu lokální zatížení, ale spíše celkové zatížení nohy, je nový pedoped® optimálním řešením. Tato nová technologie o velikosti krabičky od sirek komunikuje bezdrátově pomocí smartphonu přes Bluetooth®. Data jsou přenášena do telefonu v reálném čase tak, aby subjekt mohl získat okamžitý biofeedback pomocí zvuku nebo vibrací. Naměřené hodnoty mohou být ukládány do telefonu a později přeneseny do PC pro vícenásobnou analýzu dat. Ukládání je také možno v ASCII hodnotách pro práci s daty např. v Excelu. pedoped® lze umístit do boty současně i s korekční vložkou, a to bez narušení nebo zkreslení měření. [11]

Vložka obsahuje jeden kapacitní senzor, který pokrývá celou plochu stélky. Měření tlaku probíhá s frekvencí 100 snímků za sekundu (fps). Vložka zachycuje pouze tlak, který působí svisle do oblasti senzoru, žádná smyková síla, která je nežádoucí a zkreslovala by data, zde nepůsobí, proto je nepřesnost měření zhruba kolem 10 %. Signál je z obou vložek přenášen synchronně do připojeného zařízení iDevice. [11]



Obrázek 15: Vložky pedoped® do bot od firmy Novel [15]

- Detekování síly plantární plochy nohy při dynamickém i statickém měření
- Zobrazuje bipedální sílu v průběhu času
- Poskytuje zvukový a vizuální bio-feedback
- Pracuje s různými aplikacemi pro rehabilitaci a biomechaniku
- Pokrývá celou plantární plochu nohy
- Výhoda malého a lehkého zařízení
- Propojení s iPhonem, iPadem, iPodem přes Bluetooth®

[11]

Technické specifikace

Tabulka 8: Technické parametry pedoped® [8]

Dostupné velikosti	Všechny velikosti
Počet senzorů	1 kapacitní senzor (celá plantární plocha)
Frekvence	100 Hz
Komunikace	Bluetooth® 4.0
Zařízení	iPhone, iPad, iPod
Napájení	3 V (2 × CR 2016)

2.5 The emed® – systems

Emed® je pedografická plošina (chodník), která pracuje na principu kapacitních senzorů a slouží pro záznam a vyhodnocení rozložení tlaku nohy za statických i dynamických podmínek. Platforma poskytuje přesné a spolehlivé informace pro analýzu odvíjení kroků a dokáže diagnostikovat patologie, jako jsou deformity a poruchy nohou. [12]



Obrázek 16: Pedografická plošina emed® [16]

- Výhoda přenosné měřicí platformy
- Připojení přes rozhraní USB k počítači nebo notebooku
- Přesné měření tlaku nohy a tělesné hmotnosti ve statickém nebo dynamickém režimu a také tělesnou rovnováhu
- Automatické spuštění měření při vyvinutí tlaku na podložku
- Kompletní analýza chůze ve 3D

[12]

Technické specifikace

Tabulka 9: Technické parametry emed®-xl platform [9]

Rozměry	1 529 × 504 × 21 mm
Plocha senzorové části	1 440 × 440 mm
Počet senzorů	25 344
Rozložení senzorů	4 senzorů/cm ²
Frekvence	100 Hz
Rozsah tlaků senzorů	10–1 270 kPa
Délka kabelu	5 m

3. Výzkum ve Fakultní nemocnici Ostrava

Výzkum probíhal ve spolupráci s oddělením traumatologie za účelem zjištění četnosti chůze a měření míry zátěže u pacientů, s poraněním dolních končetin. U většiny případů se jednalo o fraktury kosti holenní (tibia), kosti lýtkové (fibula) a patních kostí (calcaneus), které jsou fixovány pomocí zevního fixátoru. Měření probíhalo v domácí péči, proto bylo vyžadováno zařízení, které může být pacientovi pro tento účel poskytnuto a může tak kontinuálně měřit i v domácím prostředí.

Řešením byly vložky pedoped®, které vyhovují požadovaným parametrům. Pro výzkum byly zakoupeny tři páry vložek ve velikostech, které jsou vypsané v následující tabulce (Tabulka 10).

Tabulka 10: Tabulka velikosti zakoupených vložek pedoped®

Označení vložek	Délka vložky
V 054 a V 058	25 cm
W 054 a W 58	26,5 cm
X 115 a X 130	27,5 cm

První vložky byly pacientovi aplikovány 7. 11. 2016, kdy proběhla také instruktáž o tom, jak vložky používat, kalibrovat a obsluhovat mobilní aplikaci pedoped App tak, aby je pacient mohl plně využívat v domácí péči. Jak již bylo několikrát zmíněno, pacienti museli být vybíráni a to tak, aby byly minimálně technicky gramotní a dokázali obsluhovat chytré mobilní zařízení, počítač nebo notebook. V začátcích se také počítalo s výskytem problémů ze strany pacienta, proto byla zajišťována plná technická podpora a případné problémy se ihned řešily. Od začátku uvedení vložek do provozu bylo naměřeno 87 souborů, ze kterých se dělala celková analýza.

Zevní fixace

Zevní fixace je jednou z možností osteosyntézy (operační léčba zlomenin pomocí implantátů). Spojení jednotlivých kostních fragmentů se provádí kovovými šrouby, hřeby nebo již zmiňovanými zevními fixátory (Obrázek 17). [13]



Obrázek 17: Zevní fixátor bérce [17]

Hlavní důvody a okolnosti pro použití zevního fixátoru jsou zejména nestabilní otevřené zlomeniny, infikované zlomeniny, tříštivé zavřené zlomeniny s rozsáhlým poškozením měkkých tkání včetně nitrokloubních zlomenin a paklouby. Fixace zlomenin touto cestou se také využívá u mnohočetných zlomenin a polytraumat včetně zlomenin pánve či páteře. [13]

U pacientů se zevním fixátorem je nedílnou součástí terapie i důkladná rehabilitace v pasivní i aktivní formě. Účelem cvičení je, aby pacient posílil určité svalové skupiny, učil se koordinovat svaly, dosáhl ustálených pohybů. Cvičením či chůzí pacient zajistí dostatečné prokrvení poraněné končetiny. Při rehabilitaci je nejdůležitější stanovit míru zátěže na fixovanou končetinu. Velmi časná zátěž může narušit kostní hojení a prodloužit tak rehabilitační dobu. [14]

To je také jeden z hlavních důvodů, proč se měří míra zátěže u pacientů s poraněním dolních končetin ve spolupráci s Fakultní nemocnicí Ostrava.

Změny zátěží v průběhu léčby

Jak již bylo řečeno, pro hojení zlomenin je nejdůležitější stanovení míry zátěže, kterou může pacient poraněnou končetinu zatěžovat. Proto byla zátěž na začátku stanovena na hodnotu 20 kg. V průběhu léčby se zátěž postupně zvyšovala (Tabulka 11). Zvýšení zátěže se konzultovalo společně s doktorem a pacientem při kontrolách v nemocnici. Každá kontrola byla doprovázena také testem na pedografické plošině emed®, kde se zjišťovalo správné odvíjení kroku.

Tabulka 11: Data změn nastavené zátěže

Datum nastavení zátěže	Nastavená zátěž v [N]
7. 11. 2016	200 N
12. 12. 2016	300 N
10. 2. 2017	350 N
22. 2. 2017	400 N
25. 3. 2017	450 N
3. 4. 2017	500 N

3.1 Testování funkce vložek pedoped®

Při testování vložek pedoped®, před výzkumem v nemocnici, bylo potřebné otestovat dobu provozu, která zjistila výdrž baterií. Ty vydržely dva dny celodenního měření. U pacienta se počítalo s tím, že měření nebude prováděno v takové četnosti a dlouhých intervalech jako u zdravého jedince, proto se vycházelo z toho, že výdrž bude delší. Baterie pro pacienta byly zajišťovány v dostatečném množství, aby se zamezilo tomu, že dojde k pozastavení měření vlivem vybití vložek.

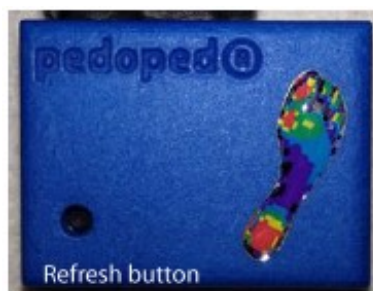
3.2 Hardwarová část vložek pedoped®

Vložky se skládají ze senzorové části, kdy kapacitní senzor pokrývá celou část vložky a dále z elektronické části, která je napájena dvěma knoflíkovými bateriemi s označením CR 2016 (Obrázek 18). Každá vložka je napájena dvěma bateriemi.

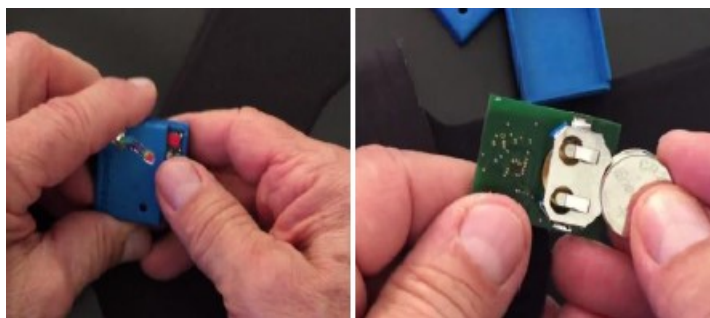


Obrázek 18: Vložka do bot pedoped® [18]

Na (Obrázek 19) je uvedeno tlačítko *Refresh button*, které slouží pro restartování vložek například v případě, že budou vložky neaktivní i po stisknutí ikony *Scan* (Obrázek 23)



Obrázek 19: Modul s elektronikou a restartovací tlačítko [18]

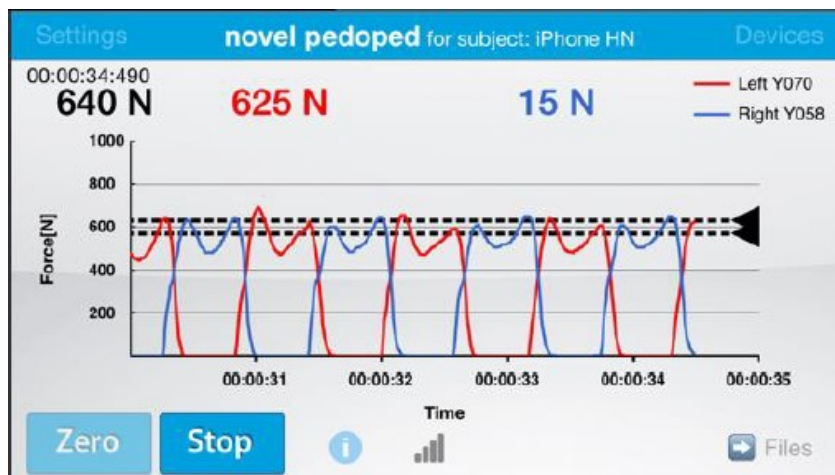


Obrázek 20: Detail slotu pro napájení bateriemi CR 2016 [18]

3.3 Softwarová část aplikace pedoped®

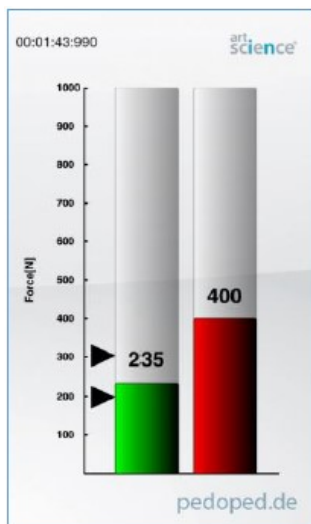
Pedoped App běží pouze na platformě iOS, tedy na mobilních telefonech iPhone, ale také i na iPadu a iPodu. Aplikaci je možné bezplatně stáhnout z App Store. K aplikaci se pomocí bezdrátové technologie Bluetooth připojují vložky, které v reálném čase odesílají data do mobilního telefonu.

Naměřený průběh se v mobilní aplikaci dá také zvětšit či zmenšit pro detailní pohle. Při detailním pohledu je nutné dávat pozor, aby nedošlo k posunutí čerchované čáry, která značí stanovenou zátěž. V takovém případě by došlo i ke změně hodnot v kolonkách *upper limit [N]* a *lower limit [N]* (Obrázek 28).



Obrázek 21: Průběh měření v horizontální poloze smartphonu [18]

Na obrázku (Obrázek 22) je zobrazena funkce *Visual feedback*, která znázorňuje pomocí zelené a červené barvy, zda pacient zatěžuje nohu na požadovaný limit, či nikoliv. Funkce je dostupná pouze ve vertikální poloze smartphonu.



Obrázek 22: Průběh měření ve vertikální poloze smartphonu [18]

3.4 Párování vložek se smartphonem

Každá vložka má své označení, které se zobrazí po kliknutí na ikonu *Scan* (Obrázek 23). Označení je uvedeno na boku modré krabičky, kde se také nachází tlačítko *refresh button*. Po kliknutí na ikonu *Scan* se zobrazí vložky, které jsou v dosahu. Červené tečky signalizují, že jsou vložky vybrány a připraveny pro párování.

Kliknutím na tlačítko *Connect* (Obrázek 23) se změní červené tečky na zelené. Zelené tečky signalizují, že jsou vložky aktivní a již připraveny pro měření.



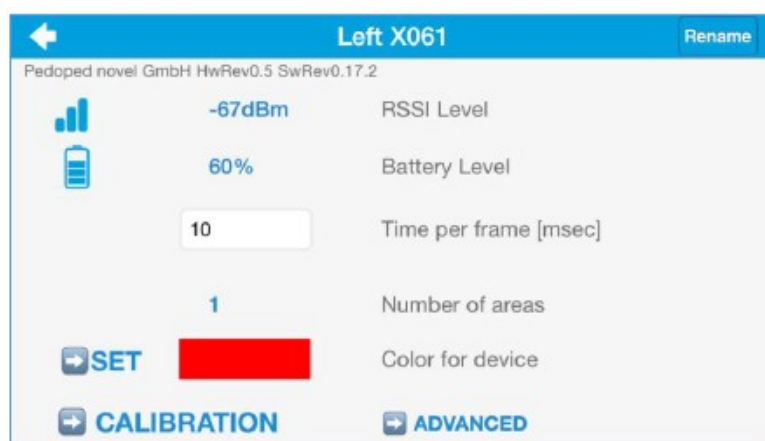
Obrázek 23: Okno zobrazující již aktivované vložky [18]

3.5 Kalibrace vložek

Kalibrace levé a pravé nohy

Tato kalibrace se využívá například při každodenním měření nebo také při sportovních aktivitách. Při použití této kalibrace je nutné kalibrovat každou nohu zvlášť. Kliknutí na ikonu *configure* se zobrazí ikona pro kalibraci (Obrázek 23). V sekci *CALIBRATION* je již možné provádět danou kalibraci (Obrázek 25).

Po kliknutí na ikonu *set* (Obrázek 24) lze nastavit barvu pro lepší rozlišení levé a pravé nohy při vykreslování grafu. Automaticky je přednastavena červená a modrá barva.

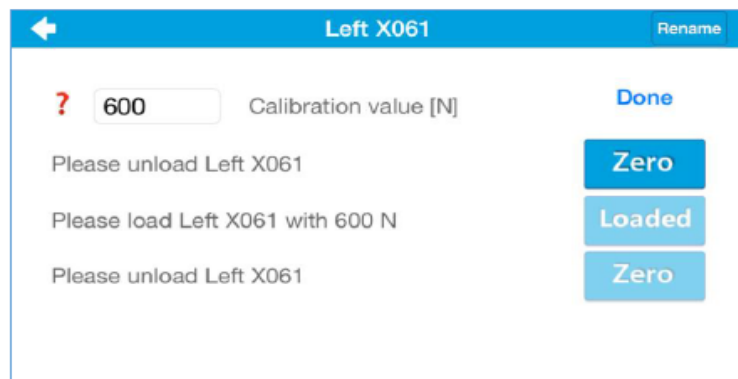


Obrázek 24: Okno s informacemi a možnostmi bližšího nastavení jednotlivých vložek [18]

Postup při kalibraci

Do políčka *Calibration value [N]* se zadává tělesná hmotnost a dále následují tři kroky k dokončení kalibrace. V prvním kroku se odlehčí levá noha *Left X061* zvednutím do vzduchu

a současným kliknutím na ikonu *Zero*, dále se zatíží levá noha na zadanou tělesnou hmotnost (v tomto případě $60\text{ kg} \pm 600\text{ N}$) spolu s kliknutím na ikonu *Loaded*. Následuje poslední krok, kdy se znova levá noha odlehčí. Kalibrace se potvrdí kliknutím na ikonu *Done*. Výše uvedený postup se musí provést i pro kalibraci pravé nohy.



Obrázek 25: Okno pro kalibraci levé nohy s označením „Left X061“ [18]

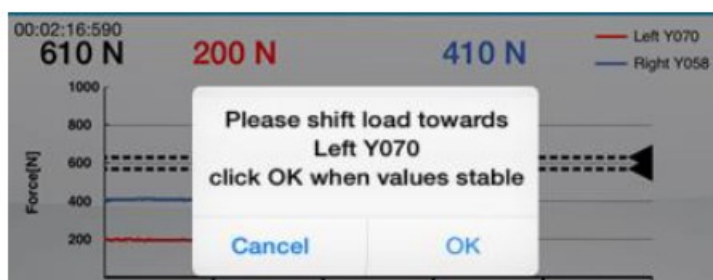
Pro dosažení přesnějších výsledků se doporučuje, aby byly vložky umístěny do obuvi nejméně 3 minuty před samotnou kalibrací. Po 15 minutách měření se doporučuje provést opětovnou kalibraci, která zajistí přesné výsledky pro dlouhodobé měření. Kalibrace musí být také nově provedena, pokud dojde ke změně obuvi nebo při zmáčknutí tlačítka reset „refresh button“ (Obrázek 19).

Bipedální kalibrace

Bipedální kalibrace je alternativní kalibrací, která je vhodná zejména v případech, kdy není možné zatěžovat jednu nohu plnou váhou těla, např. pokud je daná osoba po zranění dolních končetin. Bipedální kalibraci je možné provést hned po spárování vložek kliknutím na ikonu „bipedal calibration“ (Obrázek 23).

Postup při kalibraci

Po kliknutí na ikonu „bipedal calibration“ se zobrazí okno, do kterého se zadává tělesná hmotnost, ta se uvádí v newtonech [N]. Dále se postupuje podle dialogových oken, které říkají, abychom odlehčili nejprve levou nohu a dále pravou nohu. Noha by měla být plně zrelaxována, aby na vložku nepůsobila žádná síla. Tento údaj můžeme kontrolovat pomocí aktuálního zatížení na obrazovce v horní části, kde jsou červené hodnoty pro levou nohu a modré hodnoty pro pravou nohu v newtonech (Obrázek 27).



Obrázek 26: Dialogové okno popisující úkony při bipedální kalibraci levé nohy Y070 [18]

V dalším kroku bipedální kalibrace je pacient naváděn k přenesení váhy na pravou nohu. Po ustálení hodnot a kliknutím na ikonu *OK* je dokončena.



Obrázek 27: Dialogové okno popisující úkony při bipedální kalibraci pravé nohy Y058 [18]

3.6 Možnosti nastavení parametrů

V aplikaci pedoped App je možné natavit několik základních, ale důležitých parametrů pro měření (Obrázek 28). Nastavení se otevře kliknutím na ikonu *Settings* (Obrázek 21).

Obrázek 28: Nastavitelné parametry v aplikaci pedoped App [18]

Subject name

- Zde zadáváme například jméno měřené osoby pro lepší přehlednost v naměřených datech.

Max Force [N]

- Tělesná hmotnost měřené osoby v newtonech.

Force range [N]

- **Upper limit** – zde se udává maximální povolená zátěž při chůzi, například při výzkumu v nemocnici u pacientů s poraněním dolních končetin.
- **Lower limit** – zde se zadává spodní hranice zatížení.

Audio

- Slouží pro zvukovou signalizaci, zda měřená osoba dodržuje stanovený limit udávaný v kolonce *Force range*. Na výběr je taky možnost signalizace pomocí vibrací. Funkce *Audio Feedback* je dostupná pouze pro jednu nohu.

Interval length [s]

- Časový úsek při vykreslování grafu (Obrázek 21). Pro optimální rozlišení vykreslovaného grafu je výrobcem doporučen interval dlouhý 5 sekund.

Measurement time [s]

- Délka časového intervalu měření. Výchozí hodnota je nastavena na 3600 sekund.

Visual feedback

- Funkce je dostupná pouze při vertikální poloze smartphonu (Obrázek 22). Pomocí zelené a červené barvy značí, zda pacient dodržuje stanovený limit v kolonce *Force range*.

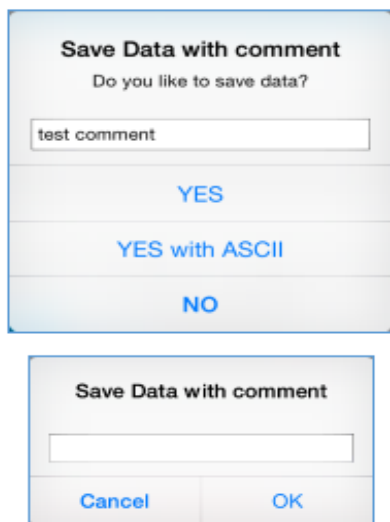
Protected

- Při aktivaci této funkce bude změna všech možných parametrů zablokována do doby, kdy bude zadaný přístupový kód. Opatření pro nechtěnou změnu nastavených parametrů jinou osobou.

Autostoring

- Funkce pro automatické uložení měření ve dvou variantách, a to jak ve formátu pedoped file (.pdo) tak i ve formátu ASCII (.txt).

Data byla ukládána jak ve formátu pdo, tak i ve formátu ASCII, který byl využíván pro analýzu v programu MATLAB.



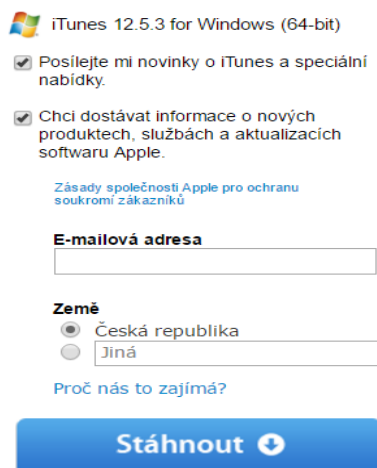
Obrázek 29: Okno pro vložení komentáře a volbu uložení naměřených dat [18]

Při změně parametrů výše popisovaných funkcí je nutné potvrdit uložit kliknutím na ikonu *Apply* v pravém horním rohu (Obrázek 21).

3.7 Stahování naměřených dat

Postup při ukládání naměřených dat z mobilního zařízení do PC nebo notebooku

Pro ukládání dat je potřeba stáhnout program iTunes, pomocí kterého probíhá komunikace s iPhonem. Odkaz pro stažení programu: <http://www.apple.com/cz/itunes/download/>



iTunes 12.5.3 for Windows (64-bit)

☒ Posílejte mi novinky o iTunes a speciální nabídky.

☒ Chci dostávat informace o nových produktech, službách a aktualizacích softwaru Apple.

[Zásady společnosti Apple pro ochranu soukromí zákazníků](#)


E-mailová adresa

Země

☒ Česká republika

☐ Jiná

[Proč nás to zajímá?](#)

Stáhnout 

Obrázek 30: Ikona pro stažení programu iTunes

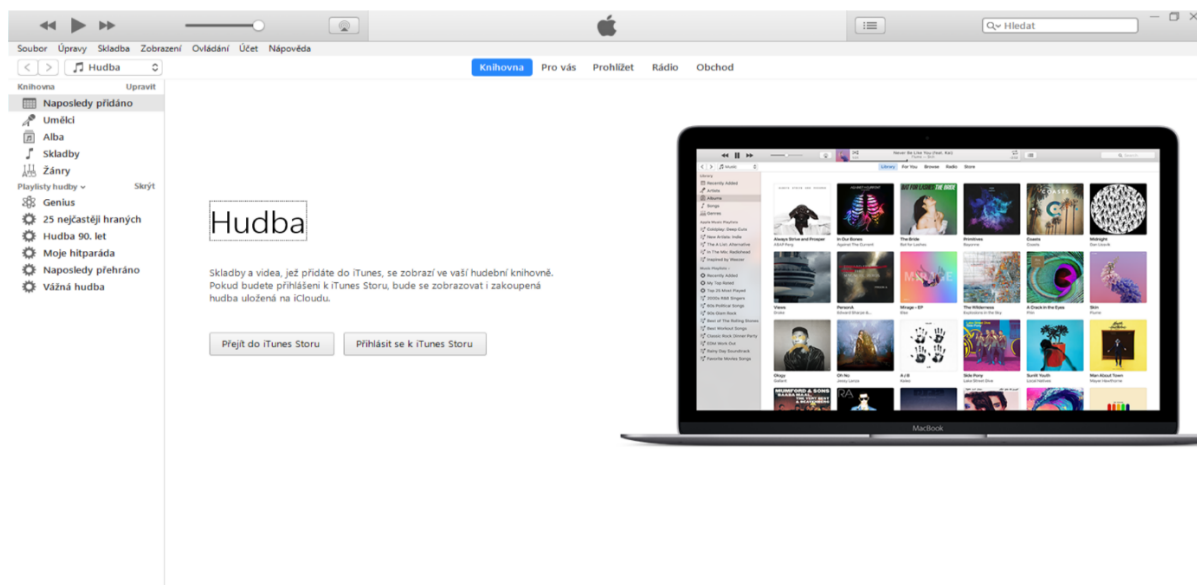
E-mailovou adresu není nutné zadávat, stačí pouze kliknout na ikonu *Stáhnout* a následně vybrat příslušné místo uložení. Po otevření instalačního souboru následuje samotná instalace programu. Po nainstalování programu do PC nebo notebooku se na ploše zobrazí ikonka programu iTunes (Obrázek 31).



Obrázek 31: Ikona programu iTunes

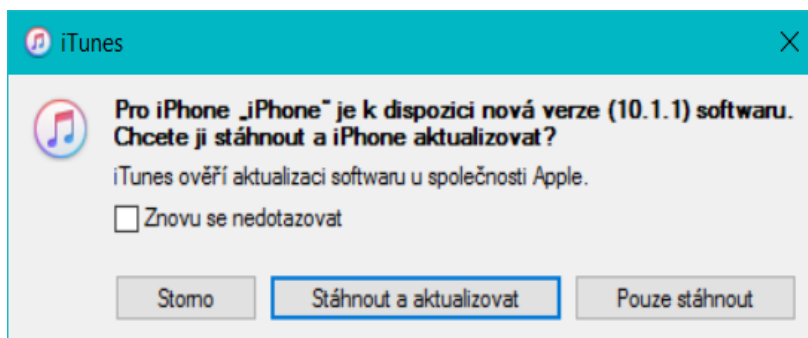
Spuštění programu iTunes

Po spuštění programu je nutné připojit mobilní telefon k PC nebo notebooku pomocí datového USB kabelu.



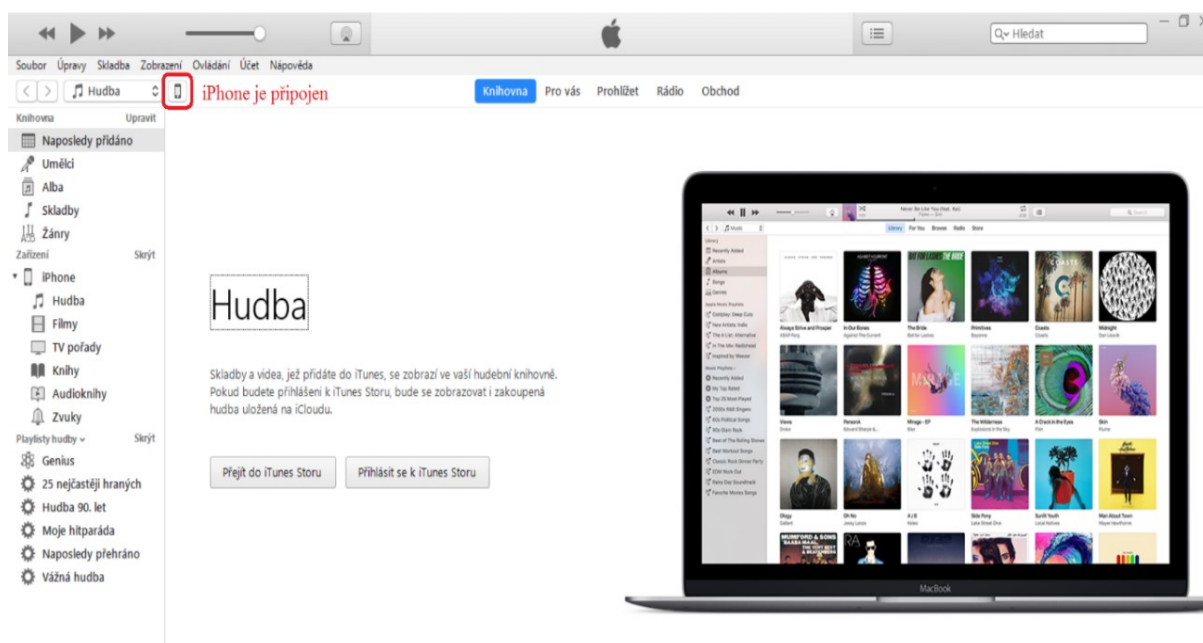
Obrázek 32: Základní prostředí programu iTunes

Může se stát, že mobilní zařízení bude mít zastaralý software. V takovém případě se zobrazí dialogové okno s dotazem pro aktualizaci softwaru (Obrázek 33). Je však požadováno, aby měl mobilní telefon verzi softwaru minimálně iOS 9.1 a novější.



Obrázek 33: Okno pro aktualizaci mobilního telefonu iPhone

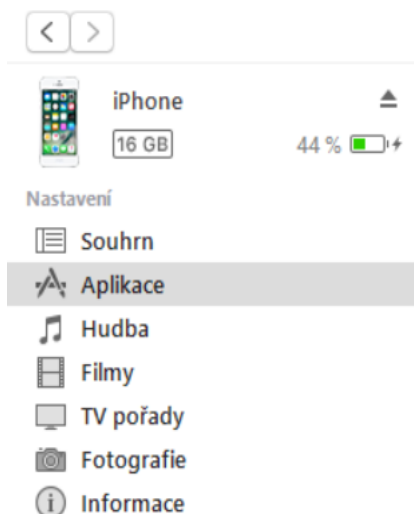
Pokud je iPhone správně připojený, zobrazí se v levém horním rohu ikona mobilního telefonu (Obrázek 34).



Obrázek 34: Signalizace připojeného mobilního telefonu iPhone

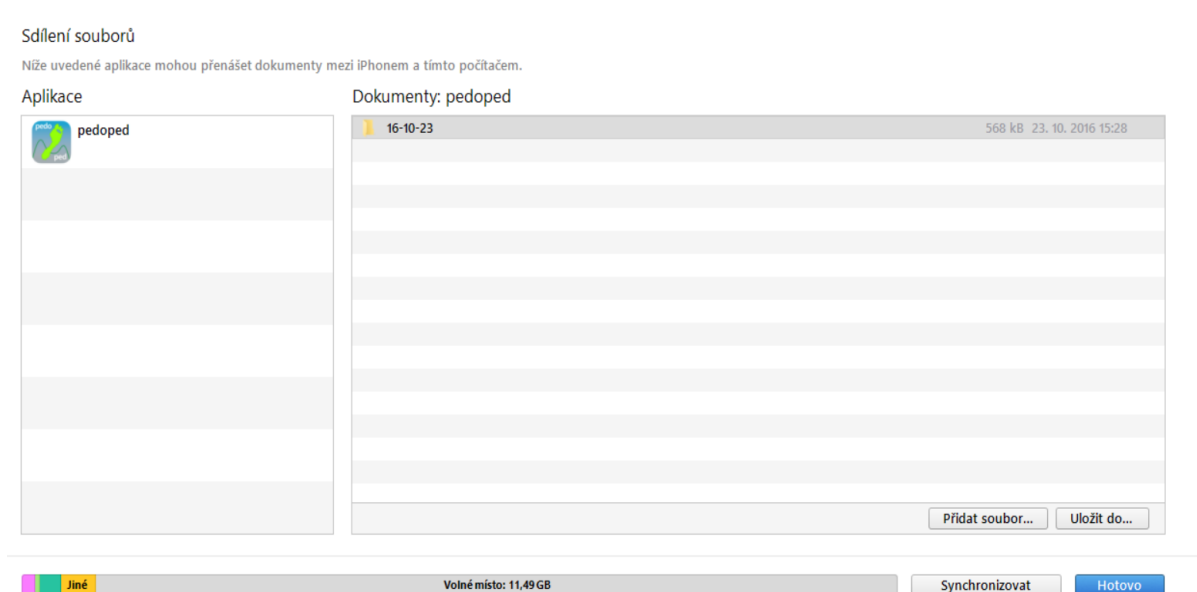
Výběr záložky Aplikace

Kliknutím na záložku *Aplikace* se zobrazí všechny aplikace, které jsou v mobilním zařízení nainstalovány (Obrázek 35).



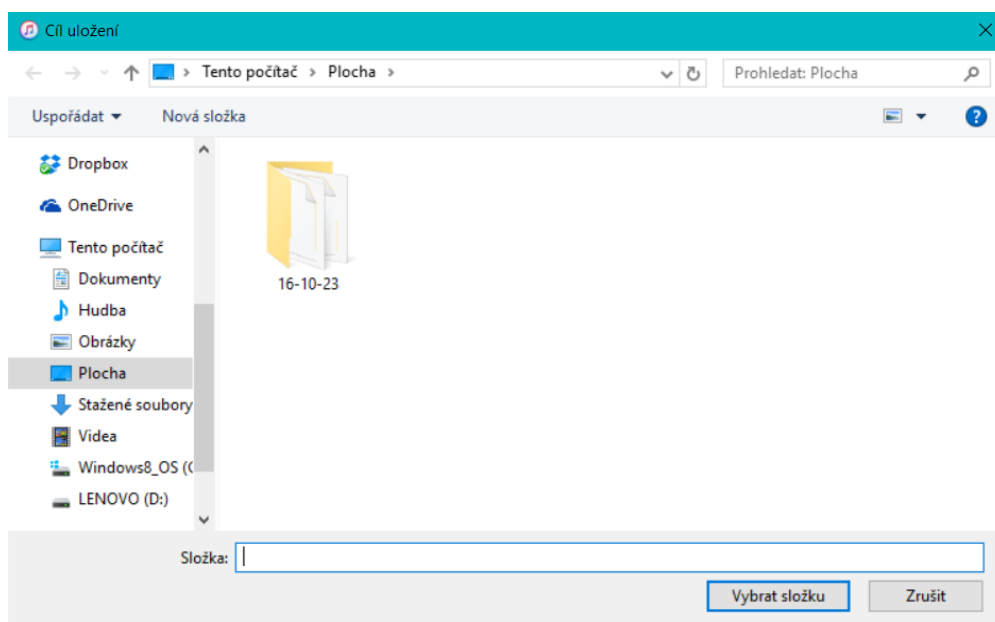
Obrázek 35: Ikona pro zobrazení nainstalovaných aplikací

V dolní části je k nalezení ikona aplikace pedoped (Obrázek 36). Kliknutím na ikonu pedoped se zobrazí všechny soubory, které jsou nahrané v aplikaci, což reprezentuje naměřená data.



Obrázek 36: Zobrazení dat, které jsou uloženy v iPhonu

V dalším kroku je nutné zvolit místo uložení vybraných souborů. Kliknutím na tlačítko *Vybrat složku* se soubory uloží do příslušného místa (Obrázek 37).



Obrázek 37: Okno pro výběr místa uložení zvolených dat

Pro odeslání všech souborů najednou, je nejvhodnější dát celou složku do formátu *rar* a tu poté odeslat emailem.

4. Analýza dat a testování

Analýza naměřených dat probíhala pomocí programů pedoped Viewer a MATLAB. Kombinace zmiňovaných programů byla volena z důvodu vytvoření obsáhlejší analýzy, kterou nebylo možné udělat jen s pomocí programu pedoped Viewer.

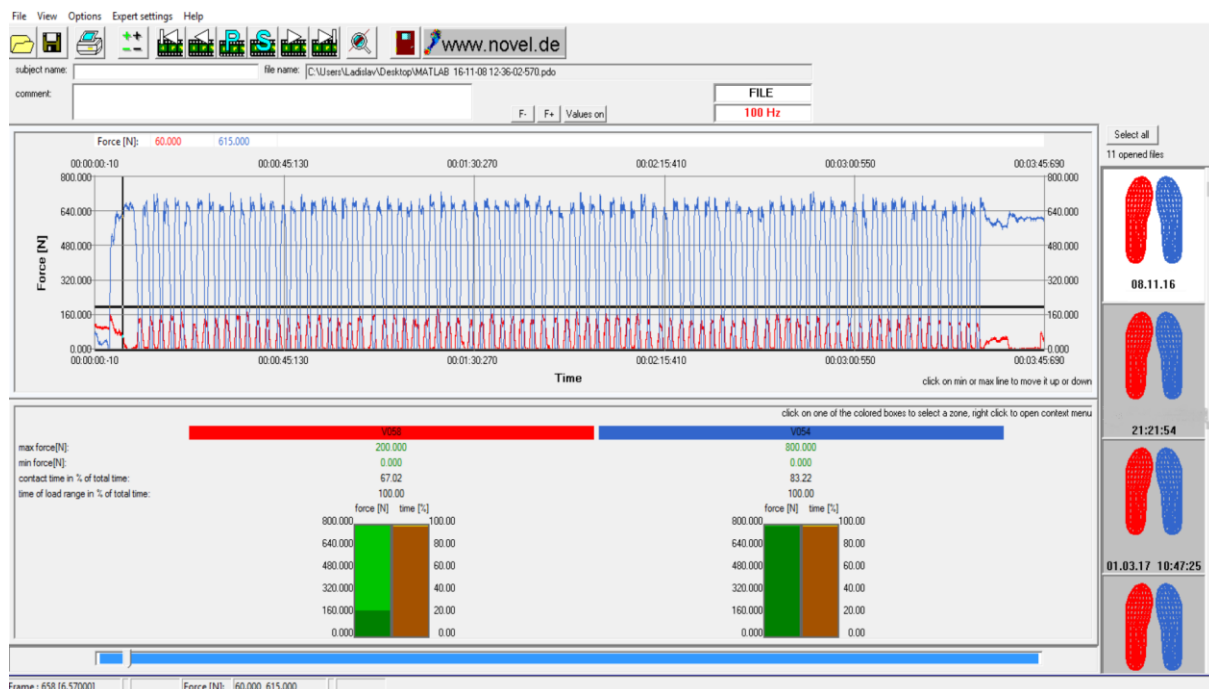
Program pedoped Viewer byl využíván pro získání procentuálního vyjádření hodnot *contact time in % of total time* a *time of load range in % of total time*, ze kterých je možné zjistit, v kolika procentech se pacient při chůzi pohyboval v rozmezí nastavených limitů zátěže *min force* a *max force*.

Širší analýza byla prováděna pomocí programu MATLAB. Ta zahrnovala vykreslení grafů chůze jednotlivých měření a zjištění celkového počtu kroků, ale i kroků, které přesahovaly stanovenou zátěž na poraněné končetině. Z těchto hodnot byly dále vykreslovány sloupcové a krabicové grafy pro jednotlivé dny, které budou k dispozici v přílohách.

4.1 Analýza pomocí Pedoped Viewer

Program pedoped Viewer je dodáváný přímo od výrobce spolu se zakoupenými vložkami pedoped®. Je vhodný pro rychlou analýzu, ve které se dá přehledně zhodnotit, zda pacient dodržuje předem stanovené limity zátěže. Pro spuštění programu je nutné mít připojený licenční USB klíč. Pomocí programu lze provádět analýzu naměřených dat. Ten podporuje pouze soubory, které obsahují naměřená data pomocí aplikace pedoped App. Tyto soubory mají speciální PDO formát.

Načtením souboru pomocí ikony v levém horním rohu se vykreslí průběh chůze (Obrázek 38), který je rozlišen modrou a červenou barvou v závislosti na označení vložek, které se nachází na plastovém krytu.



Obrázek 38: Prostředí programu pedoped® Viewer

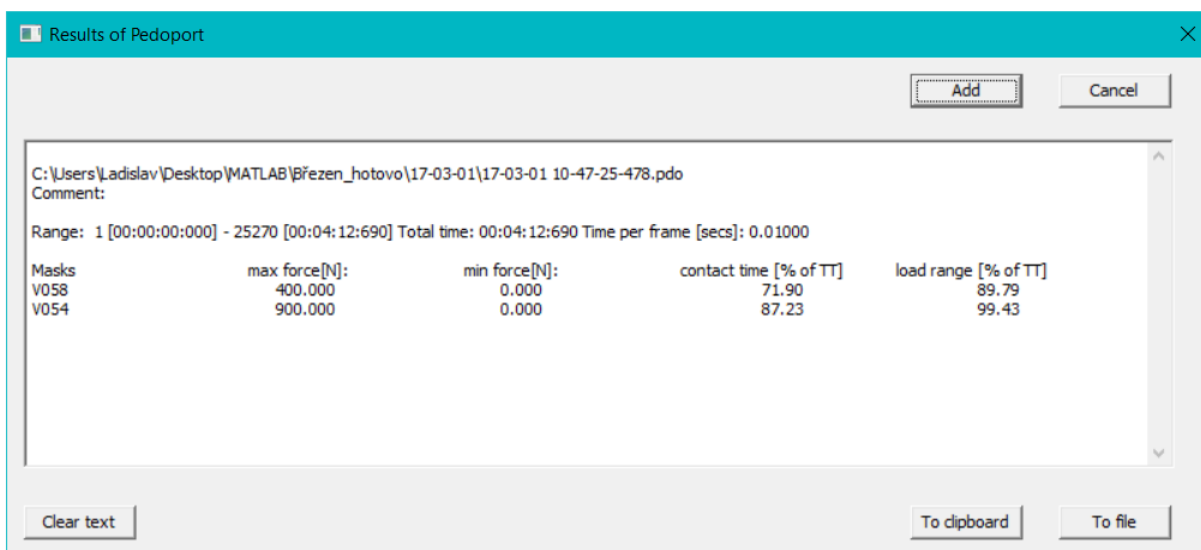
Kliknutím na červený nebo modrý obdélník s označením vložky lze volit mezi vykreslením levé a pravé nohy pro lepší přehlednost, nebo jejich prolínání. V pravé části je možné vybírat z načtených souborů. Při analýze jdou v případě potřeby dodatečně měnit limity zátěže, čímž se dá zjistit, zda pacient zatěžuje poraněnou nohu v nastavených mezích zátěže. Procentuální vyjádření *contact time in % of total time* a *time of load range in % of total time* (Obrázek 39).



Obrázek 39: Detail nastavených hodnot limitů zátěže na dané noze

- *Contact time in % of total time* udává informaci o tom, kolik procent z celkové doby byla hodnota signálu na 0 N (fáze stoje).
- *Time of load range in % of total time* udává informaci o tom, kolik procent z celkové doby byla hodnota signálu v rozmezí dolního limitu *lower limit [N]* a horního limitu *upper limit [N]*.

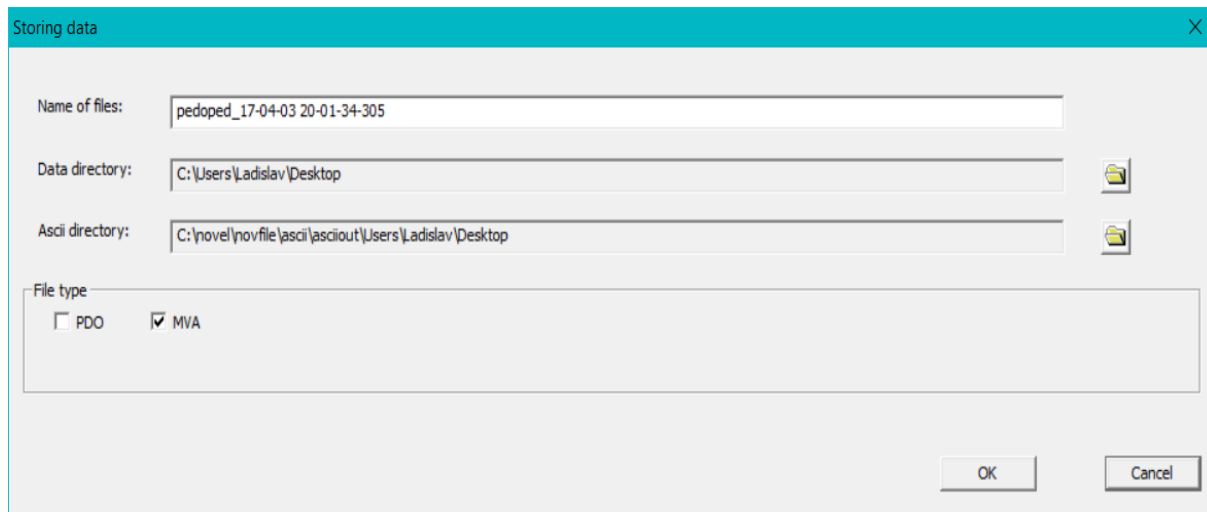
Hodnoty uváděné v procentech jsou dopočítávány algoritmem programu dle nastavených hodnot *max force [N]* a *min force [N]*, a proto není možné tyto hodnoty měnit. Pro získání hodnot celkového měření je nutné posunout vertikální kurzor na konec měření (Obrázek 38).



Obrázek 40: Pedoped log file s hodnotami jednoho měření

Takto připraveny *pedoped log file* se uloží jako soubor kliknutím na tlačítko *To file*. Uložení se vždy vytvoří soubor se stejnou strukturou, která jde otevřít například v programu MATLAB nebo Excel.

Pedoped Viewer sloužil také u výskytu problémů při načítání dat v programu MATLAB. V takovém případě se program použil pro konvertování souboru do formátu ASCII (Obrázek 41). Typ MVA je již zmiňovaný formát ASCII, který se uloží do textového souboru.



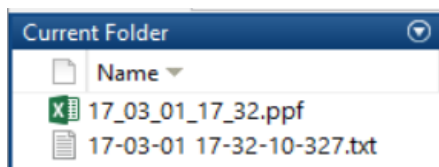
Obrázek 41: Konvertování .pdo souboru do formátu (ASCII)

4.2 Analýza pomocí programu MATLAB

Pro širší analýzu dat byly v MATLABu vytvořeny programy *Trideni_dat*, *Step_finder_analyza* a *Bar_box_graph_analyza*. Pomocí programu *Trideni_dat* jsou data nejprve tříděny a ukládány do proměnné *struct*. *Step_finder_analyza* slouží pro vykreslení grafů chůze a označení kroků podle nalezených vrcholů. Poslední program *Bar_box_graph_analyza* vykresluje sloupcové a krabicové grafy z proměnných, které byly získány pomocí programu *Step_finder_analyza*.

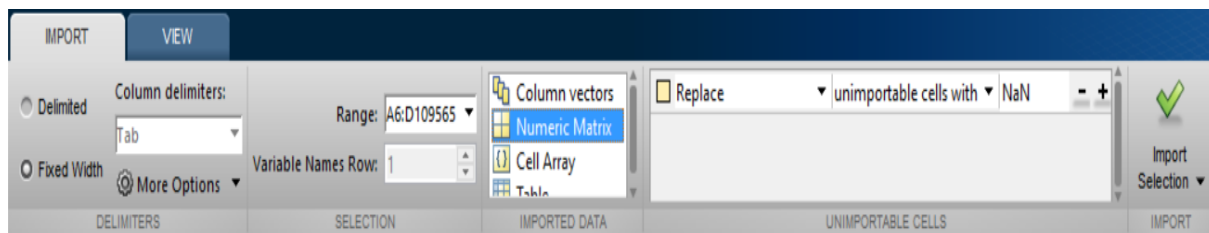
Trideni_dat

Bylo nutné vytvořit program, který z načtených dat vybere určité řádky a sloupce, které setřídí a následně uloží do strukturované proměnné *Struct*. Načítání dat bylo prováděno ze souborů, které byly naměřeny pomocí aplikace *pedoped App* a ze souborů ukládaných pomocí funkce *pedoped log file* v programu *pedoped View* (Obrázek 42).



Obrázek 42: Soubory s daty pro načtení

Načítání se provádí klikem pravého tlačítka myši a výběrem možnosti *Import data...* Při načítání dat bylo důležité, vždy zvolit v oddílu *IMPORTED DATA* možnost *Numeric Matrix* (Obrázek 43).



Obrázek 43: Výběr možnosti *Numeric Matrix* při načítání dat

Výběr možnosti *Numeric Matrix* se data uloží do matice, ze které je pak možné vybírat určité řádky a sloupce. Cílem našeho zájmu jsou pouze čísla, proto stačí označit pouze řádky 5 a 6 ve všech sloupcích A až E (Obrázek 44)

17_03_01_17_32.ppf					
	A	B	C	D	E
	Data_17_03_01_17_32				
	NUMBER	NUMBER	NUMBER	NUMBER	NUMBER
1	C:\Users\...				
2	Comment:				
3	Range: 1 ...				
4	Masks ...	max force[N]:	min force[N]:	contact time [% of TT]	load range [% of TT]
5	V058 ...	400.000	0.000	71.11	95.72
6	V054 ...	900.000	0.000	91.83	98.62

Obrázek 44: Načtení souboru v MATLABu uloženého pomocí pedoped log file

Stejný případ platí při načítání dat ze souboru ASCII. Zde volíme pouze řádky od čísla 6 ve sloupcích A až D (Obrázek 45).

17-03-01 17-32-10-327.txt				
	A	B	C	D
	Untitled			
	NUMBER	NUMBER	NUMBER	NUMBER
1	File:		01.03.17	17:32:10
2	Comment:			
3	V058		V054	
4				
5	Time [secs]	Force [N]	Time [sec]	s] Force [N]
6	0.010	0.00	0.010	140.00
7	0.020	0.00	0.020	145.00
8	0.030	0.00	0.030	145.00

Obrázek 45: Načtení souboru v MATLABu v textovém formátu ASCII

Specifické řádky byly vybírány, protože načítané soubory obsahovaly v prvních 4 a 5 řádcích hlavičku, ve které byly informace s označením vložek, datum a čas měření.

U načítání souborů ASCII bylo důležité, aby nedošlo k záměně při načítání sloupce B a C, které reprezentují pravou nohu s označením *V058* a levou *V054*. Tato změna mohla být způsobena vlivem kalibrace vložek v aplikaci pedoped App. Pro časovou osu se načítal pouze sloupec A, protože sloupec C obsahuje totožné časové hodnoty.

Pokud proběhlo načítání dat bez problémů, zobrazí se v okně *Workspace* soubory jako proměnné (Obrázek 46).



Name	Value
Data_17_03_01_17_32	[58 400 0 71.1100 95.7200; 54 900 0 91.8300 98.6200]
Patient1_17_03_01_17_32	109560x4 double

Obrázek 46: Načtené proměnné v okně *Workspace*

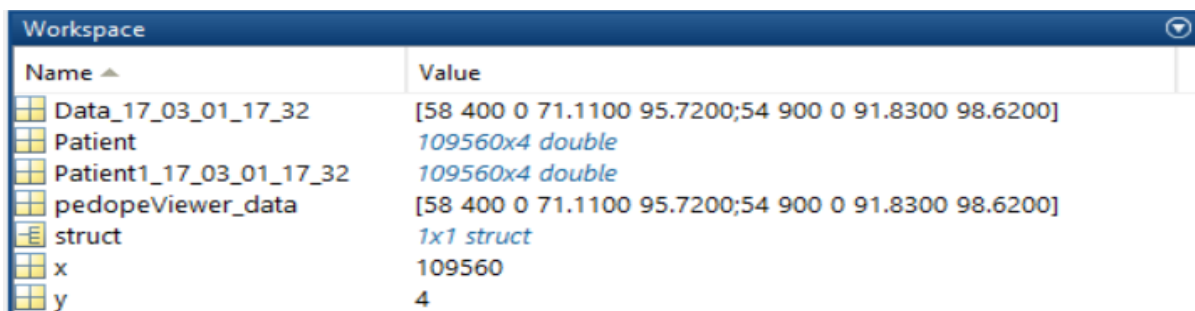
Tyto proměnné je pak nutné přepsat pod stejným jménem do řádku *Patient* a *pedopedViewer_data* (Obrázek 47).

```
Patient = Patient1_17_03_01_17_32;
pedopedViewer_data = Data_17_03_01_17_32;
```

Obrázek 47: Přiřazení proměnných pro *Patient* a *pedopedViewer_data*

Načítání specifických řádků a sloupců bylo v MATLABU realizováno příkazem $A = (m,n)$, kde je *A* název matice, *m* je pořadí řádku prvku matice a *n* je pořadí sloupce prvku matice [16].

Při spuštění programu se v okně *Workspace* vytvoří nová proměnná *Struct* a další proměnná *x* s počtem řádků a *y* s počtem sloupců (Obrázek 48).

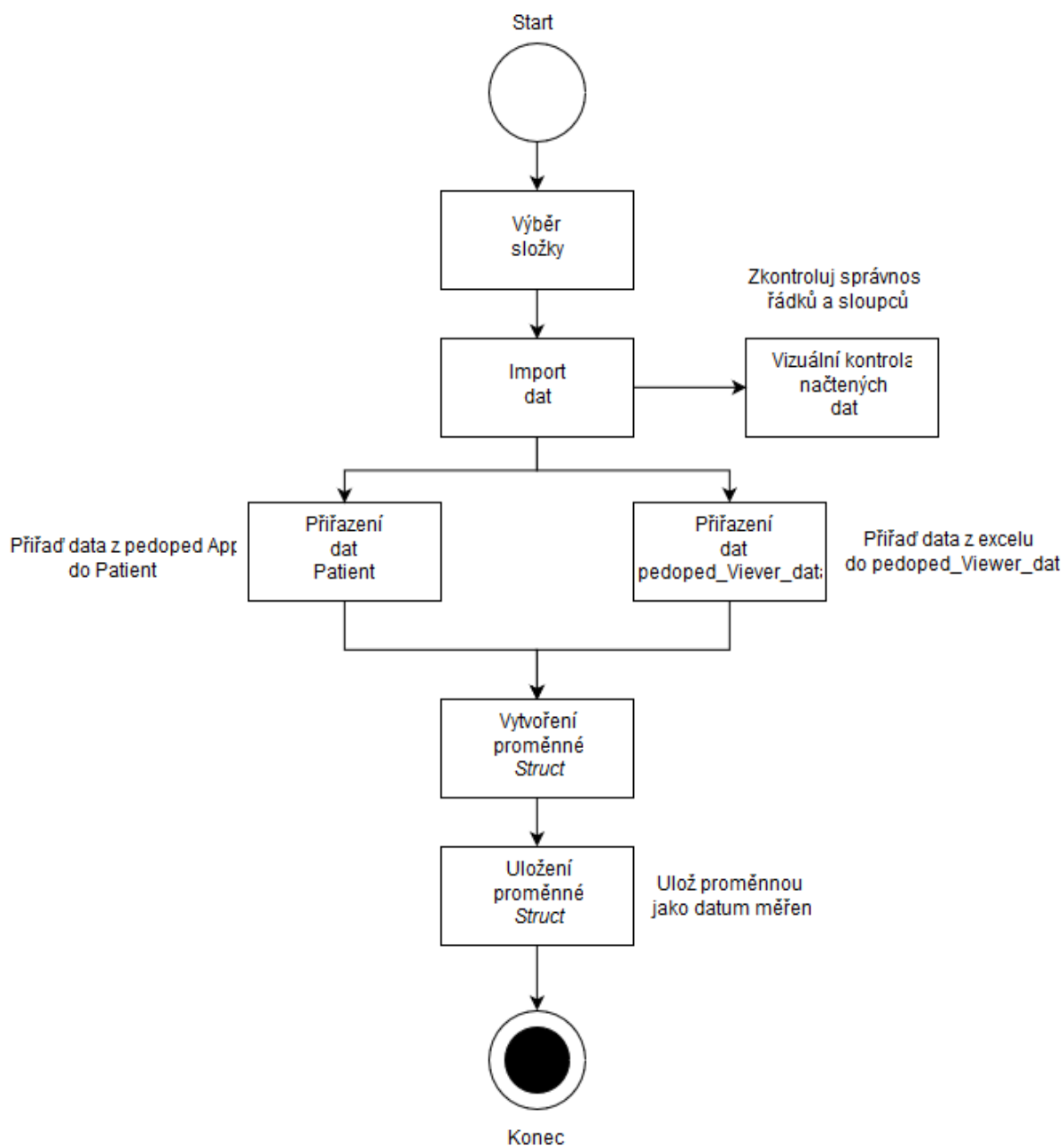


Name	Value
Data_17_03_01_17_32	[58 400 0 71.1100 95.7200; 54 900 0 91.8300 98.6200]
Patient	109560x4 double
Patient1_17_03_01_17_32	109560x4 double
pedopedViewer_data	[58 400 0 71.1100 95.7200; 54 900 0 91.8300 98.6200]
struct	1x1 struct
x	109560
y	4

Obrázek 48: Všechny proměnné po spuštění programu *Trideni_dat*

Proměnnou *Struct* je pro snadnější orientaci v souborech doporučeno ukládat pod datem měření. V dalších programech už se pracuje pouze s proměnnou *Struct*, do které se ukládají další nové hodnoty. Z těch se vykreslují sloupcové a krabicové grafy, které budou popsány v dalších kapitolách.

Vývojový diagram programu *Trideni_dat* (Obrázek 49) znázorňuje jednotlivé kroky tak, jak jdou za sebou. Je doplněn také komentářem úkonů, které je potřeba provést. Po ukončení programu je načtena strukturovaná proměnná s názvem *Struct* do okna *Workspace*.

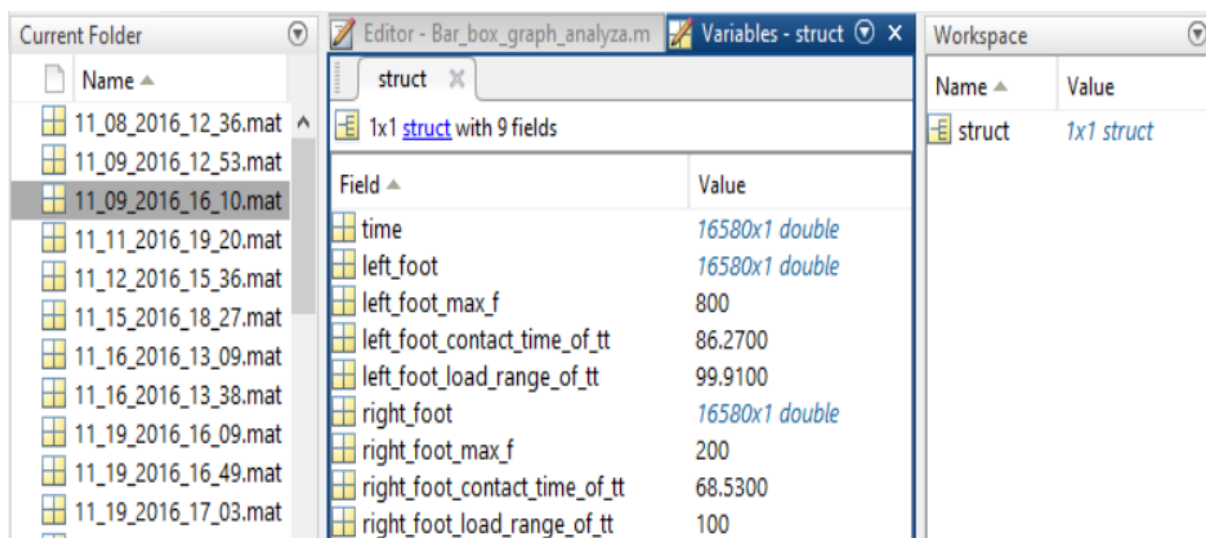


Obrázek 49: Vývojový diagram programu *Trideni_dat*

Step_finder_analyza

Jak již bylo zmíněno, pro širší analýzu bylo potřeba určit počet kroků, které pacient udělal v jednom měření. Z tohoto důvodu byl vytvořen program *Step_finder_analyza*. Program také obsahuje početní funkce, pomocí kterých dopočítává proměnné *left_foot_load_range_of_tt*, *right_foot_load_range_of_tt*, *left_foot_contact_time_of_tt* a *right_foot_contact_time_of_tt*. Ty pak opět ukládá do proměnné *Struct*.

Pro vykreslení průběhu chůze stačí načíst jeden ze souborů měření, který v okně Workspace vytvoří proměnnou *Struct*, která obsahuje proměnné vytvořené programem *Trideni_dat* (Obrázek 50).



Obrázek 50: Načtení proměnné *Struct* a obsah proměnných vytvořených pomocí *Trideni_dat*

Před vykreslením grafů bylo nutné upravit časovou osu, protože nebyla v adekvátních jednotkách. Tento problém byl vyřešen podělením osy *x* (Obrázek 51).

```
time_left = seconds([1:length(con_left)]/100);  
time_right = seconds([1:length(con_right)]/100);
```

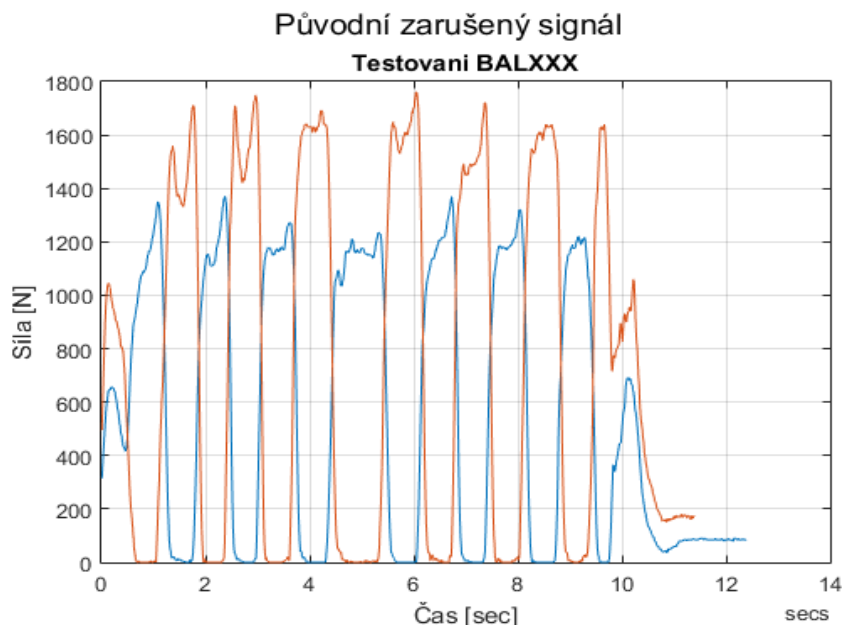
Obrázek 51: Úprava časové osy grafů

Osa byla uváděna v sekundách. Příkaz v hranatých závorkách zajišťuje podělení osy od začátku do konce. V grafech měření pacienta se také nachází červená čára, která označuje aktuální povolenou zátěž na poraněné končetině, která je v programu vykreslena pomocí kódu (Obrázek 52).

```
plot([0 time_right(end)],[struct.right_foot_max_f struct.right_foot_max_f],'-r')
```

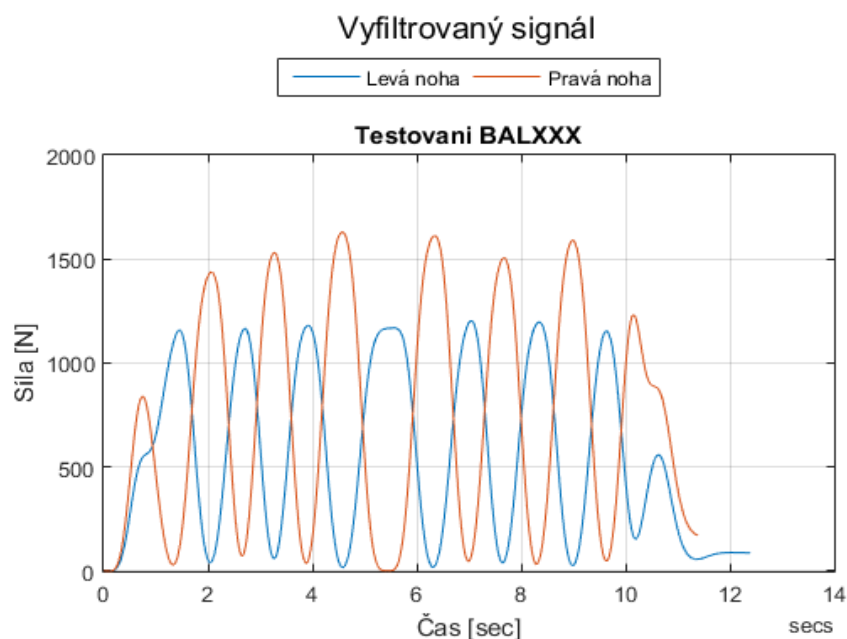
Obrázek 52: Příkaz pro vykreslení povolené zátěže pomocí červené čáry

U člověka je přirozené, že při chůzi přenáší váhu z paty na špičku, čímž vzniká u vykreslování průběhu rušení na vrcholcích, které znázorňují jednotlivé kroky (Obrázek 53). Při aplikování funkce *findpeaks* se na zarušeném vrcholu detekovalo místo jednoho kroku hned několik. Tato chyba byla eliminována pomocí filtrace signálu



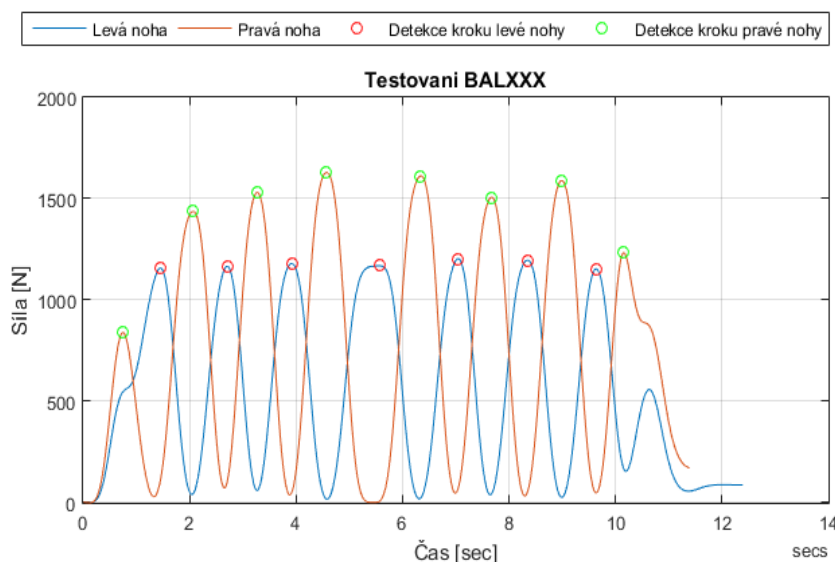
Obrázek 53: Ukázka vykreslení průběhu chůze původního zarušeného signálu

Filtrace vyhladila vrcholy zarušeného signálu (Obrázek 54). Pro filtraci byl použitý FIR filtr, v MATLABu funkce *fir1*. Při aplikaci FIR filtru došlo k menšímu zpoždění průběhu, což v našem případě nevadilo.



Obrázek 54: Ukázka vykreslení průběhu chůze po vyfiltrování

Signál nebyl úplně stoprocentně vyhlazený, proto se někdy stalo, že funkce pro vyhledávání vrcholů zaznamenala dva vrcholy. Tato anomálie byla odstraněna vytvořením funkcí *check_distance_left* a *check_distance_right*, které postupně procházely celé měření, vrchol za vrcholem a v ose *x* a *y* měřily vzdálenosti, které byly definovány pomocí tolerance (v MATLABu *tol*) mezi každým detekovaným vrcholem. Tolerance byla nastavena změřením vzdálenosti dvou vrcholů pomocí nástroje *Data Cursor* v horní liště nad vykresleným průběhem. Pro lepší orientaci je v grafu znázorněna legenda, která popisuje značky nacházející se ve vykresleném průběhu chůze.



Obrázek 55: Ukázka detekce kroků levé a pravé nohy

V některých měřeních funkce *findpeaks* detekovala kroky, které jsou považovány za rušení. Toto rušení vzniká například vlivem chybného našlapování nohy. Tento druh rušení není program schopen potlačit, čímž vznikají falešné kroky. Proto se u každého měření musela provádět vizuální kontrola a následná korekce kroků. Po korekci kroků se přepsala hodnota ve strukturované proměnné *Struct* a takto přepsaná proměnná se znovu uložila. Aby se zamezilo při dalším spuštění programu opětovnému přepsání počtu kroků po korekci, byla připsána podmínka při ukládání hodnot.

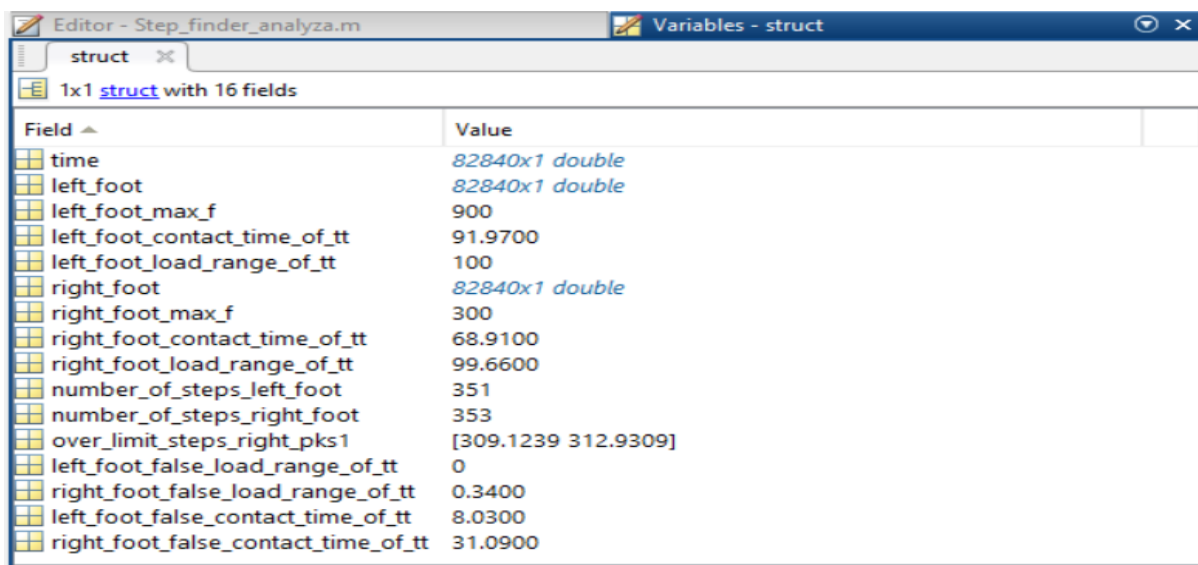
```

79
80 %% Ukládání number_of_steps do proměnné struct s podmínkou zamezení přepisu
81
82 if sum(strcmp(fieldnames(struct), 'number_of_steps_left_foot')) == 0
83     struct.number_of_steps_left_foot = number_of_steps_left_foot;
84 end %% porovná řetězec ve 'struct' a pokud bude obsažená proměnná v uvozovkách, tak ji přeskočí
85
86 if sum(strcmp(fieldnames(struct), 'number_of_steps_right_foot')) == 0
87     struct.number_of_steps_right_foot = number_of_steps_right_foot;
88 end %% porovná řetězec ve struct a pokud bude obsažená proměnná v uvozovkách, tak ji přeskočí
89

```

Obrázek 56: Uložení proměnných *number_of_steps_left_foot* a *right_foot* s podmínkou

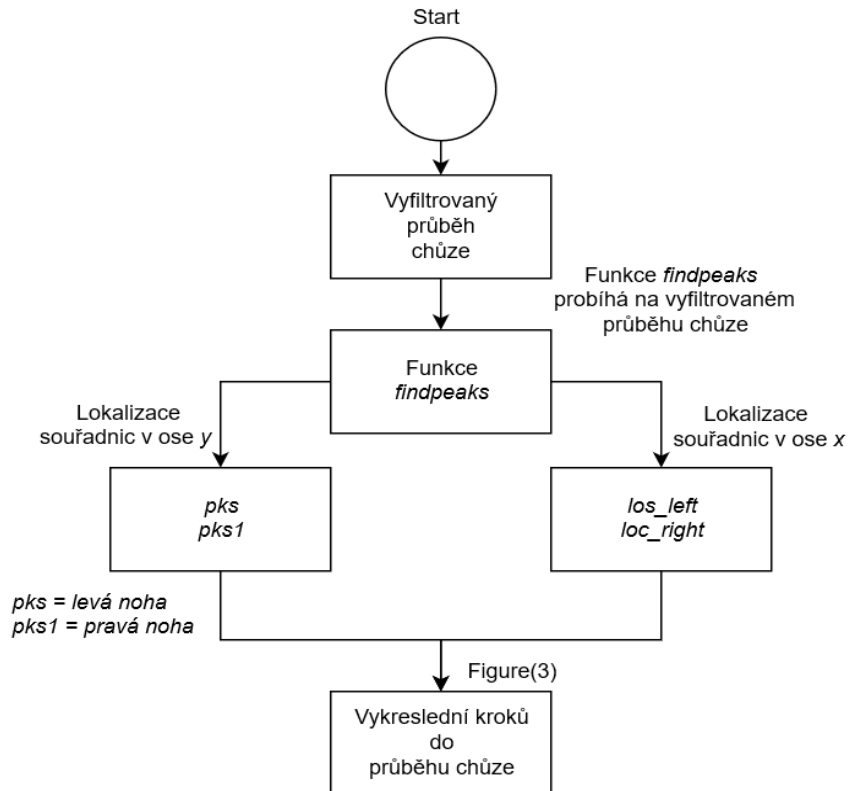
Spuštěním programu *Step_finder_analyza* dochází vykreslení tří grafů, které jsou výše uvedeny a popsány. Změna nastává také ve strukturované proměnné *Struct*, do které se připsují nové proměnné (Obrázek 57).



Field	Value
time	82840x1 double
left_foot	82840x1 double
left_foot_max_f	900
left_foot_contact_time_of_tt	91.9700
left_foot_load_range_of_tt	100
right_foot	82840x1 double
right_foot_max_f	300
right_foot_contact_time_of_tt	68.9100
right_foot_load_range_of_tt	99.6600
number_of_steps_left_foot	351
number_of_steps_right_foot	353
over_limit_steps_right_pks1	[309.1239 312.9309]
left_foot_false_load_range_of_tt	0
right_foot_false_load_range_of_tt	0.3400
left_foot_false_contact_time_of_tt	8.0300
right_foot_false_contact_time_of_tt	31.0900

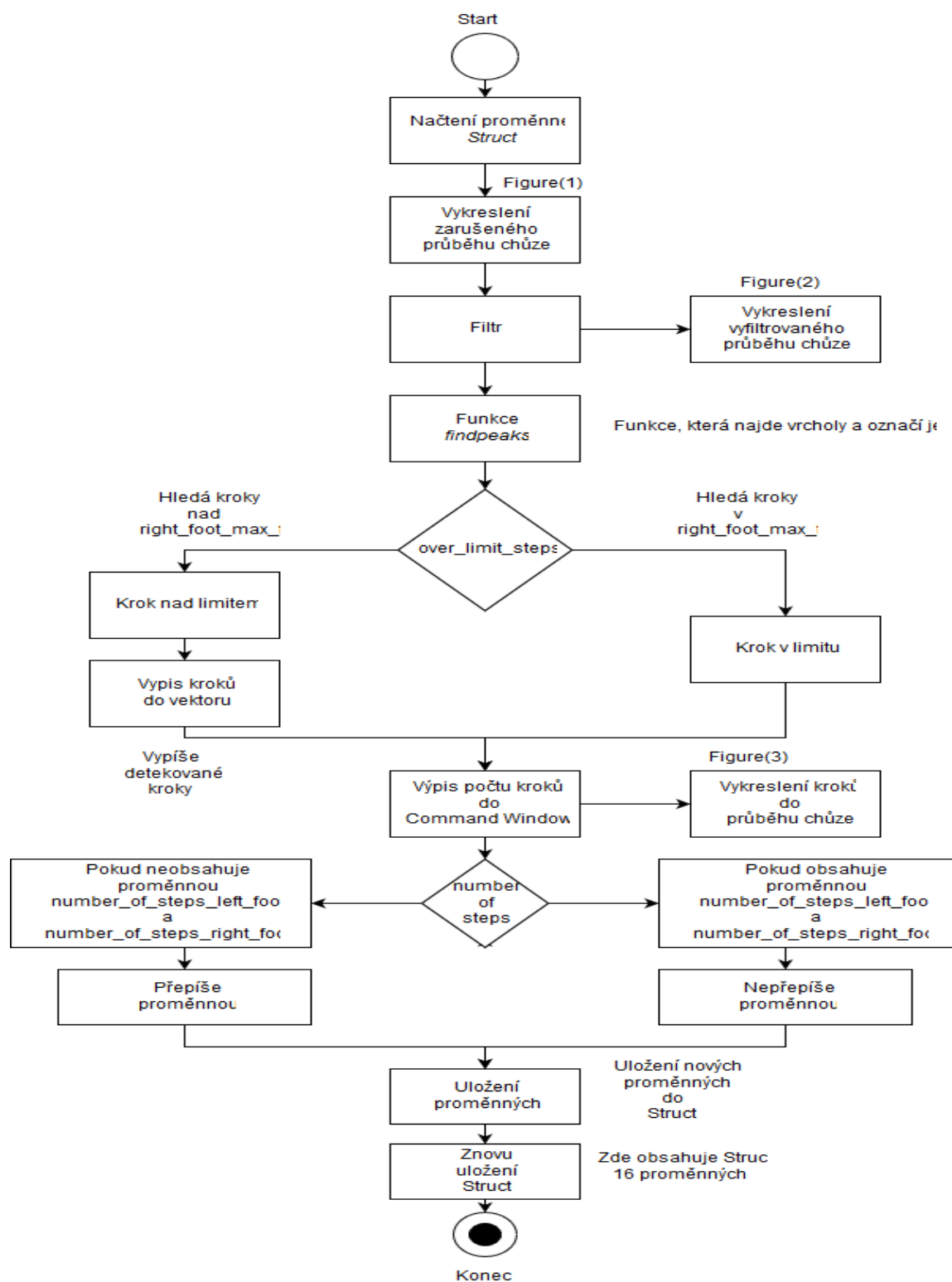
Obrázek 57: Výpis všech proměnných ve struktuře *Struct* na konci cyklu programu

Funkce *findpeaks* je v programu důležitá, proto je její diagram zobrazen a popsán samostatně (Obrázek 58).



Obrázek 58: Vývojový diagram funkce *findpeaks*

Vývojový diagram programu *Step_finder_analyza* (Obrázek 59) znázorňuje sled kroků tak, jak jdou za sebou. Načtení proměnné, postupné vykreslení grafů, aplikace funkcí a podmínek na daný průběh.

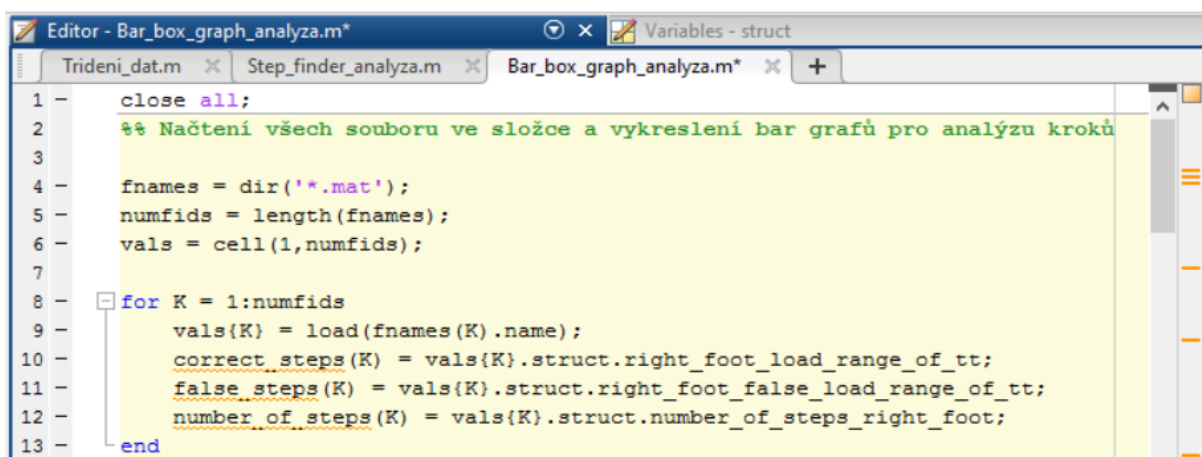


Obrázek 59: Vývojový diagram programu *Step_finder_analyza*

Bar_box_graph_analyza

Program *Bar_box_graph_analyza* je posledním krokem analýzy naměřených dat, který vykresluje sloupcové a krabicové grafy. Vykreslení grafů probíhá automaticky ze složek, které jsou rozděleny podle povolené zátěže na 200 N, 300 N, 350 N, 400 N a 450 N.

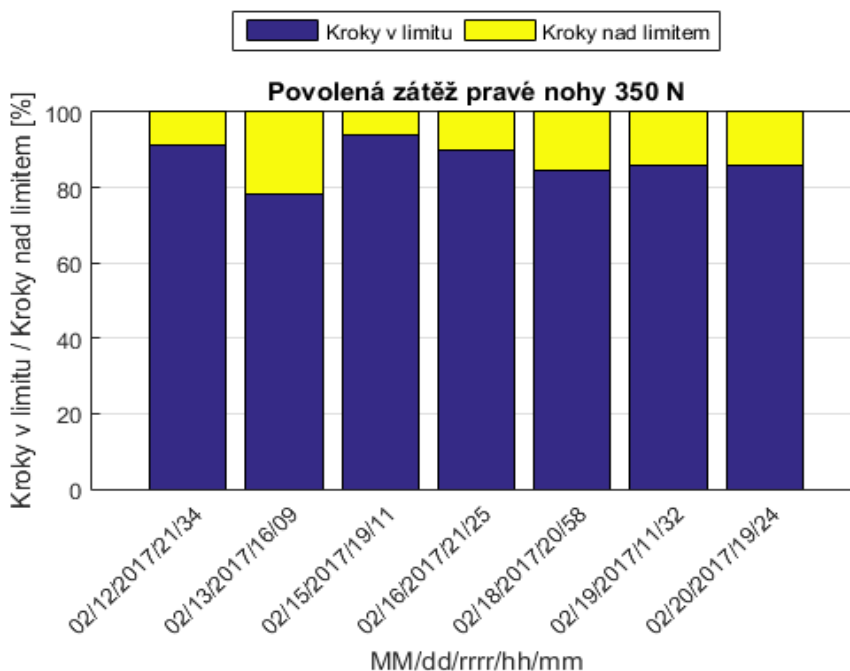
Na začátku programu je cyklus, který postupně načte tolik souborů, kolik je ve složce obsaženo a vykreslí je do jednoho grafu.



```
1 close all;
2 %% Načtení všech souborů ve složce a vykreslení bar grafů pro analýzu kroků
3
4 fnames = dir('*.mat');
5 numfids = length(fnames);
6 vals = cell(1,numfids);
7
8 for K = 1:numfids
9     vals{K} = load(fnames(K).name);
10    correct_steps(K) = vals{K}.struct.right_foot_load_range_of_tt;
11    false_steps(K) = vals{K}.struct.right_foot_false_load_range_of_tt;
12    number_of_steps(K) = vals{K}.struct.number_of_steps_right_foot;
13 end
```

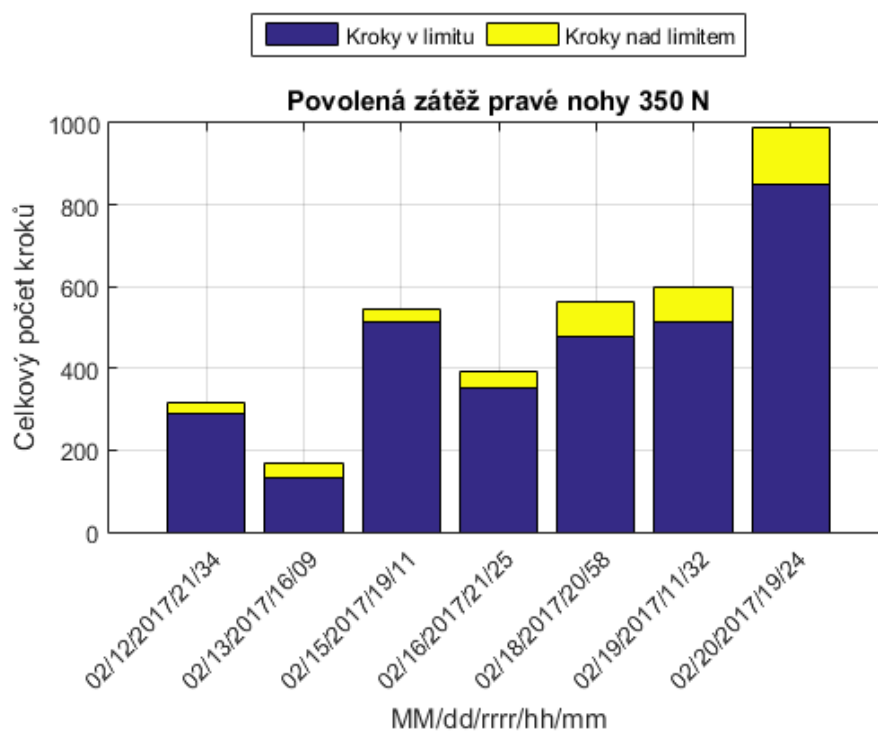
Obrázek 60: Cyklus pro načtení všech souborů ze složky

První graf znázorňuje, kolik procent kroků z celkového počtu bylo v limitu a nad limitem. Jednotlivé sloupce znázorňují dny měření. Pro lepší orientaci v grafu je zde také použita legenda.

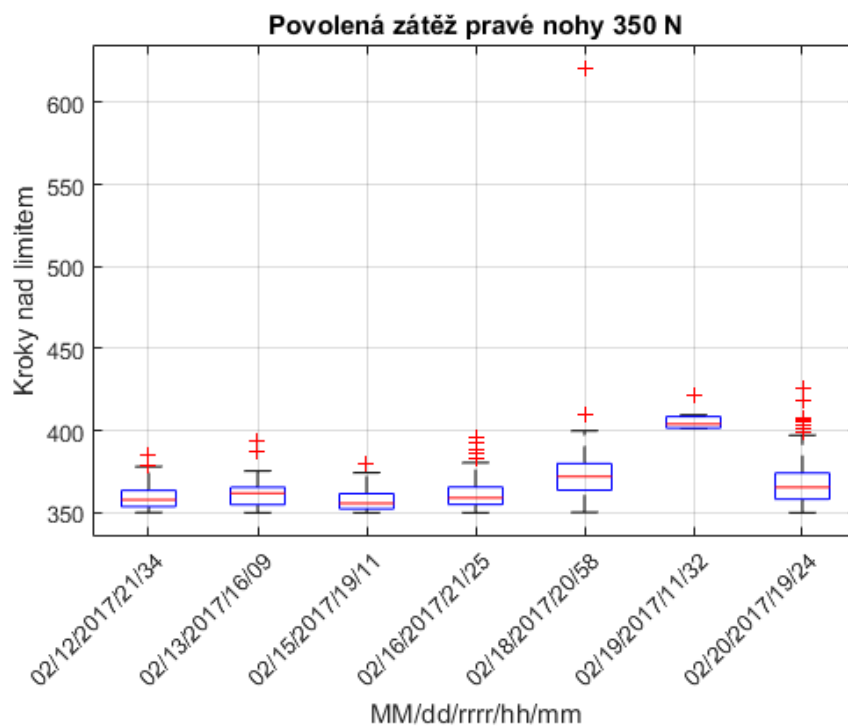


Obrázek 61: Sloupcový graf kroků v limitu a nad limitem v procentuálním vyjádření

Druhý graf je obdobou prvního. Změna je pouze ve vyjádření celkového počtu kroků (Obrázek 62).



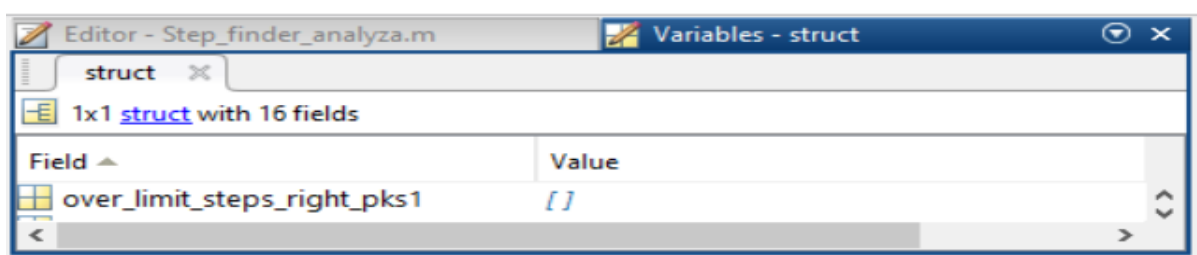
Obrázek 62: Sloupkový graf s celkový počtem kroků v limitu a nad limitem



Krabicový graf poskytuje v jednom obrázku informaci o maximální a minimální hodnotě v souboru naměřených hodnot, o mediánu, horním a dolním kvartilu daného souboru. Dolní a horní

strana obdélníku odpovídá dolnímu a hornímu kvartilu. Vodorovná čára uvnitř tohoto obdélníku odpovídá mediánu. Uvedené tři vodorovné úsečky tedy dělí soubor naměřených a podle velikosti uspořádaných hodnot na čtyři zhruba stejně početné části. Výška krabice se nazývá mezikvartilové rozpětí. Dolní konec fousu odpovídá nejmenší hodnotě ze souboru. Obdobně je to u horního fousu. Mimo fousy (pod nimi a nad nimi) se znázorňují body, odpovídající případným tzv. odlehlým hodnotám. [17].

Při automatickém vykreslování krabicových grafů bylo důležité vytvořit podmínku, která ošetří vykreslení i takového dne, ve kterém pacient neudělal ani jeden krok nad limitem. V takovém případě byl vektor proměnné `over_limit_steps_right_pks1` prázdný a MATLAB ho tedy nevykresloval. Z tohoto důvodu byla stanovena podmínka vykreslení i při této situaci, aby byly znázorněny všechny dny měření při stanovené zátěži (Obrázek 64).

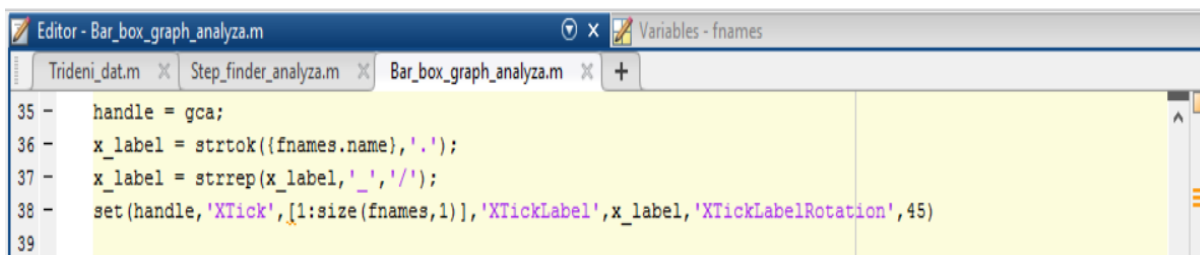


Obrázek 63: Prázdná hodnota proměnné `over_limit_steps_right_pks1`

```
if isempty(over_limit_steps_right_pks1)
    over_limit_steps_right_pks1 = NaN;
end
```

Obrázek 64: Podmínka vykreslení krabicového grafu s prázdnou hodnotou

Znázornění osy x je pomocí datumů ve formátu *měsíc/den/rok/hodina/minuta*. Popis musel být nastavený přes příkaz `handle = gca` (Obrázek 65).

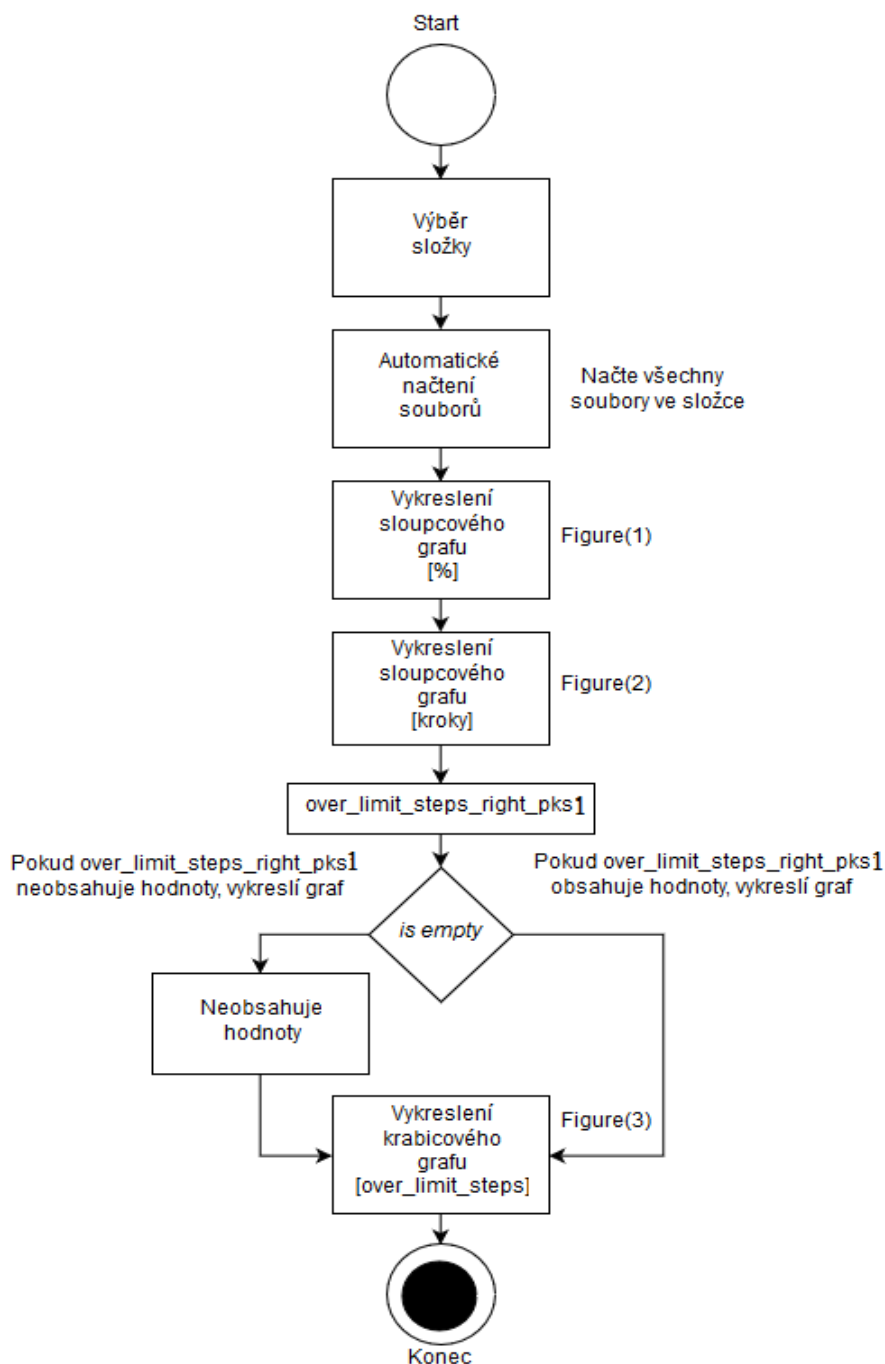


Obrázek 65: Příkazy pro nastavení osy x

Při vypisování muselo být ošetřeno několik věcí. Datумы byly ukládány ve formátu `02_12_2017_21_34.mat`. Znak podtržítka bere MATLAB jako index, proto se pomocí příkazu `strrep` nahradily znaky podtržítka za lomítka. Poslední úpravou grafické stránky bylo vymazání přípony `.mat` a pootočení o 45° .

Ta se odstraní příkazem na řádku 36, kde je v uvozovkách definován znak, od kterého se zbytek řetězce vymaže. V tomto případě je to znak tečky.

Poslední vývojový diagram pro program *Bar_box_analyza* znázorňuje postup vykreslení grafů a podmínku pro vykreslení grafu, i když je proměnná *over_limit_steps_right_pks1* díky absenci kroku nad limitem prázdná. Řešení této podmínky je uvedeno na (Obrázek 64).



Obrázek 66: Vývojový diagram programu *Bar_Box_analyza*

4.3 Testování na zdravých jedincích

Testování bylo do bakalářské práce zahrnuto z důvodů ověření funkčnosti výše uvedených programů *Trideni_dat*, *Step_finder_analyza* a *Bar_box_graph_analyza*. Z naměřených souborů testovaných jedinců se zkoušela funkčnost použitých funkcí pro detekci kroků a kroků, které přesahovaly nastavený limit zátěže poraněné končetiny.

Test Up and Go (TUG test)

Test je rozdělen do dvou fází. V první fázi se na měřené osobě provede kalibrace vložek pedoped®. Fáze druhá je již o samotném měření míry zátěže při chůzi, kdy se měřená osoba usadí na židli a za pokynu zahájení testu se postaví ze židle a vyrazí normální chůzí směrem k vyznačenému místu, vzdálenému 3 metry, kolem kterého se otočí o 180 stupňů a jde zpět k židli a znovu se na ní posadí.

Časový plán testu

Doba měření jednoho jedince se předpokládá přibližně na 5 minut. Čas zahrnuje zvážení jedince pro zjištění tělesné hmotnosti, která se zadává při kalibraci levé a pravé nohy. Dále průběh kalibrace a samotné měření. Kamera byla využívána pro záznam chůze jednotlivých jedinců, který byl použit při vizuální kontrole dílčích, které jsou zmíněny v úvodu testu.

Omezení testu

Účast na měření, je omezena velikostí nohy testovaného jedince, a to z důvodu omezených velikostí měřicí vložky. Vložky pro testování jsou k dispozici ve velikostech, které jsou uvedeny v kapitole 3. Výzkum ve Fakultní nemocnici Ostrava.

Indikace

- Zhodnocení míry zátěže
- Projev zatěžování pravé a levé nohy
- Testování správnosti programu pro vyhodnocení počtu kroků

Použité vybavení

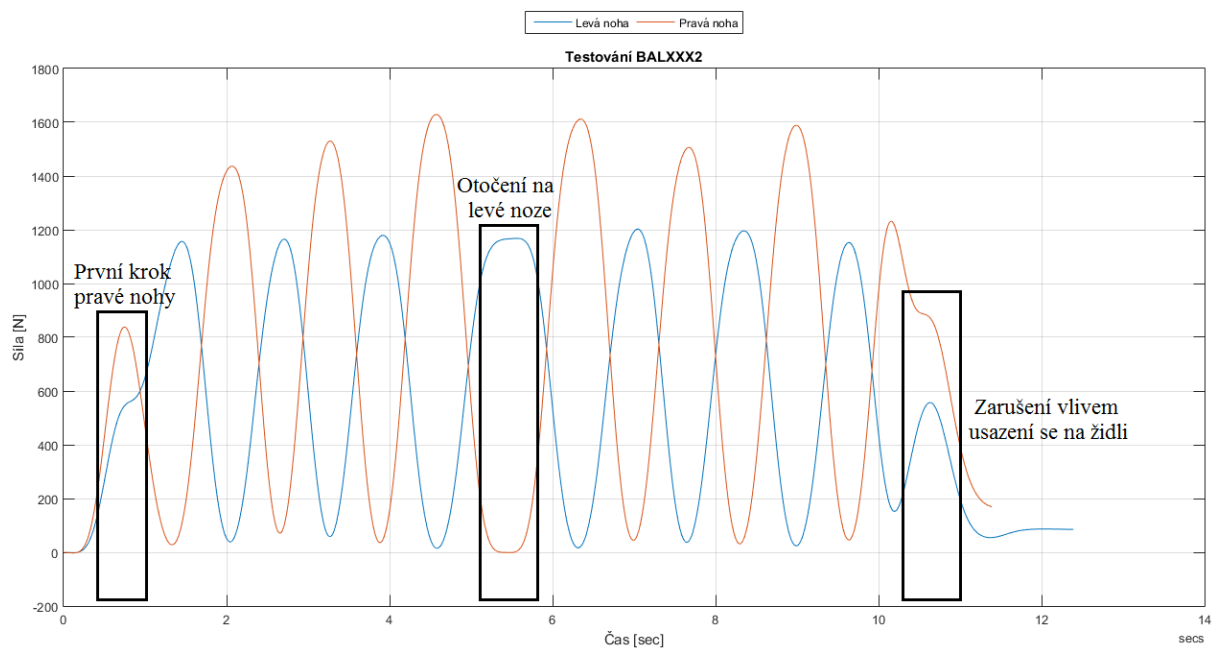
- Vložky pedoped®
- Osobní váha
- Kamera

4.4 Výsledky testování

Testování bylo prováděno u 15 zdravých jedinců. Z naměřených dat se pak testovala správná funkčnost programu *Step_finder_analyza*. Průběhy chůze testovaných jedinců byly krátké a přehledné, proto byly vhodné k testování. Testovala se správnost detekce kroků a nadlimitních kroků. Pro názornost je uveden příklad jednoho testovaného jedince s postupem, jakým se program testoval.

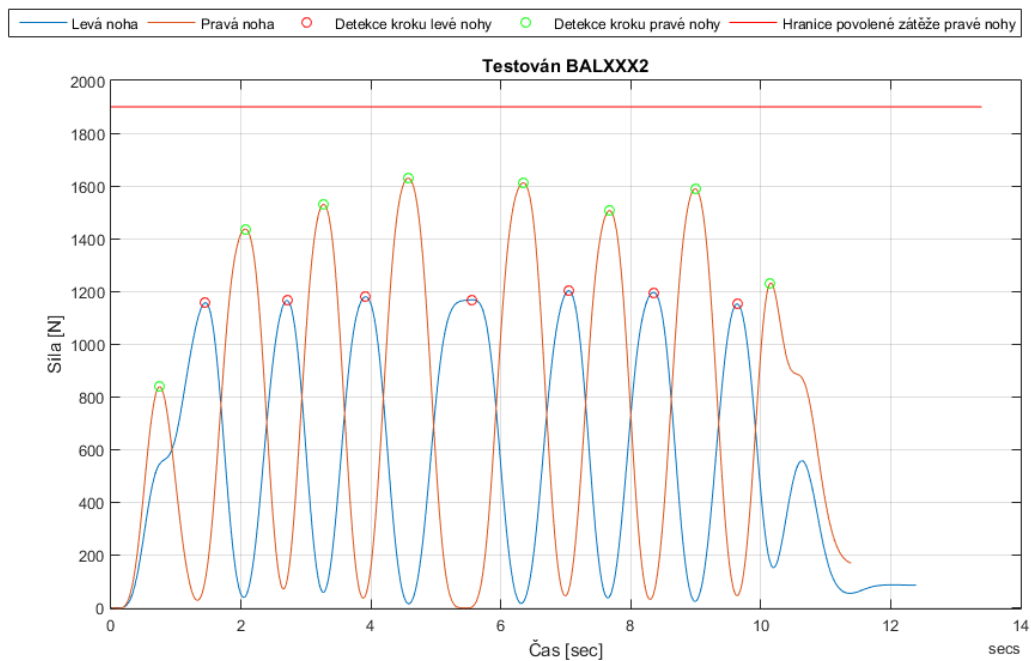
Popis jednotlivých fází se prováděl pomocí pořízených záznamů z měření. Měření byly většinou na začátku a konci zarušené, což bylo způsobeno zahájením chůze a ke konci měření usazením osoby

na židli. Uprostřed se vlivem otočení vyskytovaly delší průběhy v oblasti vrcholů. Vlivy, které toto rušení způsobovaly jsou popsány (Obrázek 67).



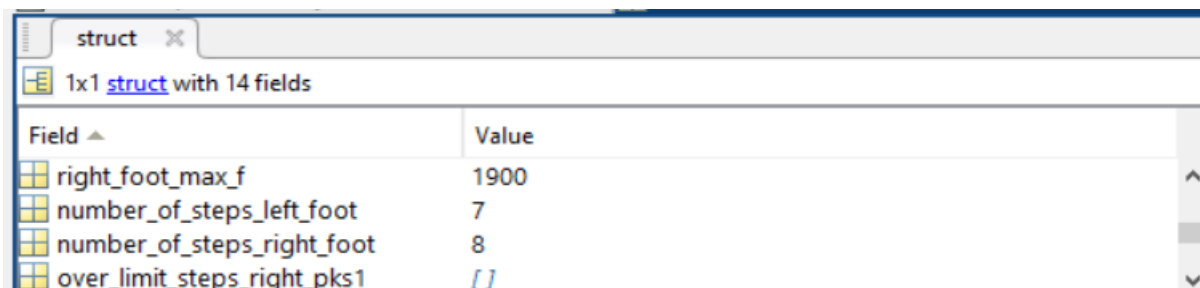
Obrázek 67: Popis průběhu chůze v určitých fázích

Detekce kroků, kde není ještě nastavena maximální povolená zátěž je v grafu průběhu chůze (Obrázek 68). Červená čára reprezentuje aktuální nastavenou zátěž na pravé noze.



Obrázek 68: Detekce všech kroků bez změny povolené zátěže

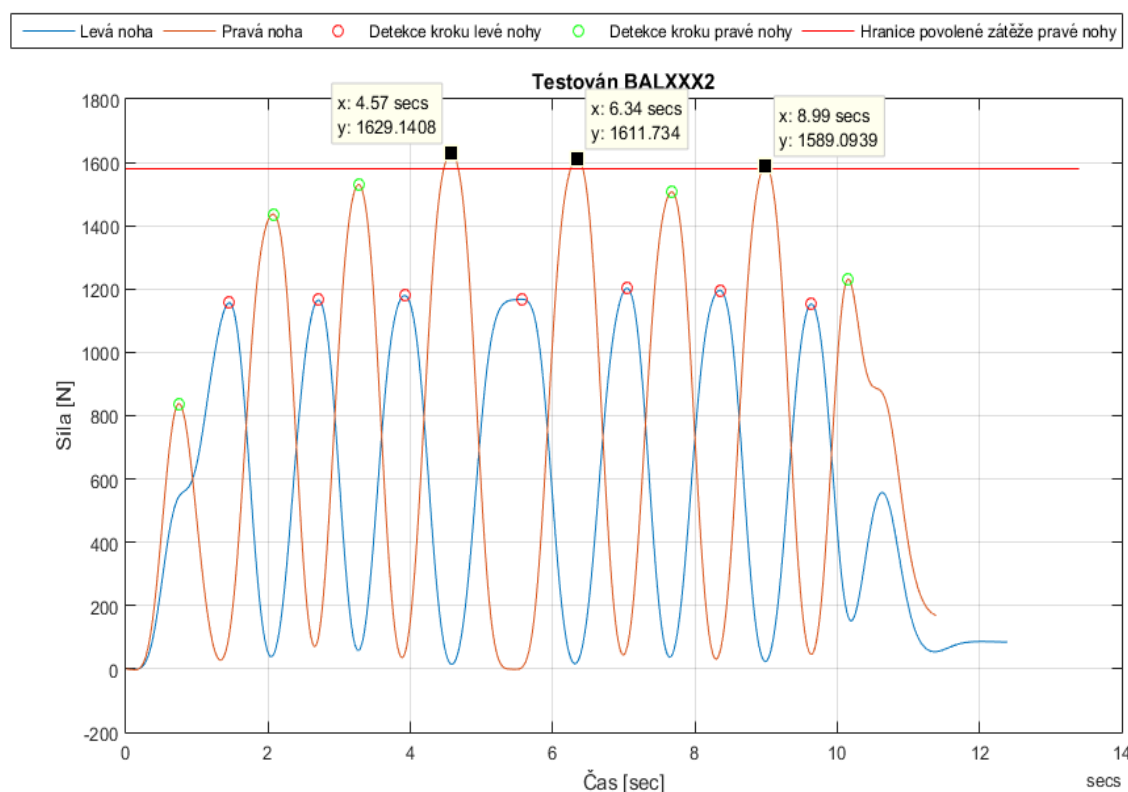
Pro lepší přehlednost a kontrolu, že funkce `over_limit_steps_right_pks1`, která byla použita u průběhu chůze (Obrázek 68) nedetekovala žádné kroky nad limitem, je uveden výpis proměnných `right_foot_max_f` určující aktuální povolenou maximální zátěž a `over_limit_steps_right_pks1` vypisující prázdnou závorku, což nulový počet detekovaných kroků.



Field	Value
right_foot_max_f	1900
number_of_steps_left_foot	7
number_of_steps_right_foot	8
over_limit_steps_right_pks1	[]

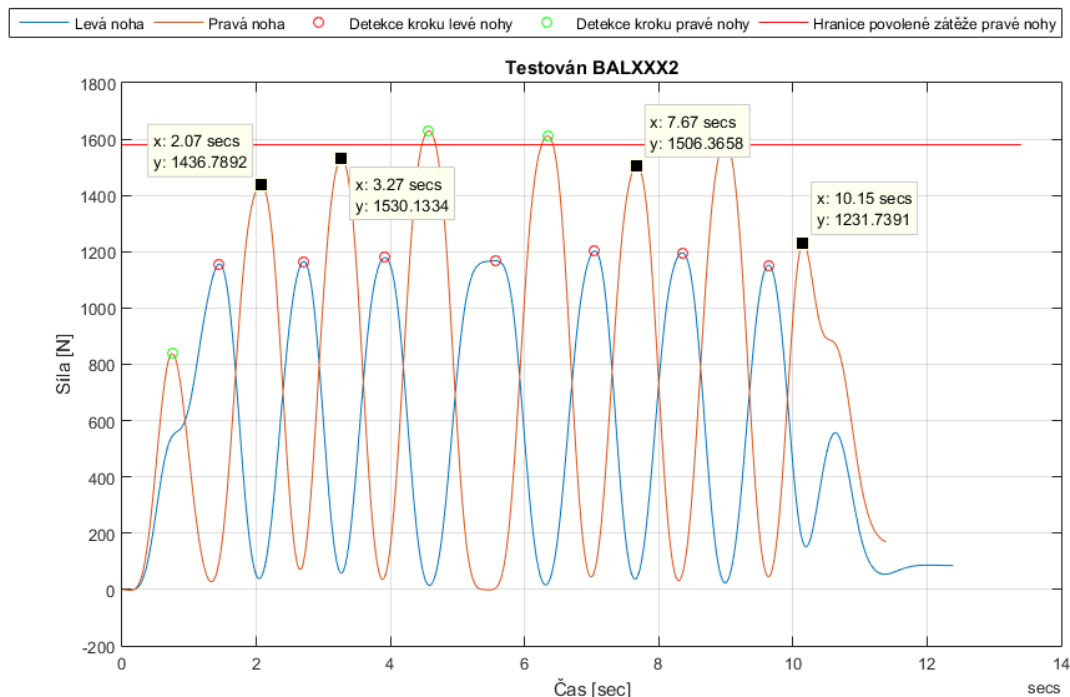
Obrázek 69: Hodnoty nastavených zátěží a kroky nad limitem

V dalším průběhu chůze (Obrázek 70) jsou vybrány tři kroky, které byly náhodně zvoleny jako kroky nad limitem `right_foot_max_f`. Hodnota pro `right_foot_max_f` byla nastavena na 1580 N (Obrázek 72). Pro názornost jsou také zaznačeny jejich souřadnice v ose x a y .



Obrázek 70: Výběr kroků, které jsou nad zvoleným limitem

Označení peaků s hodnotama, které jsou pod limitem *right_foot_max_f* (Obrázek 71).



Obrázek 71: Výběr kroků, které jsou pod zvoleným limitem

struct	
1x1 struct with 12 fields	
Field	Value
right_foot_max_f	1580
over_limit_steps_right_pks1	[1.6291e+03 1.6117e+03 1.5891e+03]

Obrázek 72: Výpis Struct pro znázornění a kontrolu vybraných kroků nad limitem

V poli *over_limit_steps_right_pks* (Obrázek 72) je jasný důkaz, že funkce vypsala tři náhodně zvolené kroky jako chybné.

Zhodnocení experimentů

Nejvíce naměřených dat je v grafu s povolenou zátěží 200 N obsahující 36 dnů měření. V tomto intervalu pacient dosáhl nejpřesnějších výsledků v procentuálním vyjádření. Při kontrole průběhů chůze v tomto období bylo zřejmé, že pacient nezatěžuje nohu kolem povolené hodnoty 200 N, ale méně. To může být důvodem toho, že si v začátcích pacient zvykal na míru zátěže, která byla stanovena. Z výsledných grafů je snadno dohledatelné, zdá pacient dodržoval stanovený limit zátěže, kolik kroků v daný den udělal a také vyjádření minimální, maximální a střední hodnoty kroků, které byly nad stanoveným limitem. Ty se většinou pohybovali těsně nad hranicí. V některých případech se vyskytovalo pár kroků, které byly vysoko nad stanoveným limitem. Ty jsou v krabicovém grafu znázorněny pomocí červených křížků.

5. Závěr

Cílem této práce bylo měřit míru zátěže u pacientů s poraněním dolních končetin, která je důležitá pro zefektivnění pooperační rehabilitace. Získané data se následně analyzovaly. Pro zpracování bylo první nutné vytvořit tři programy.

Program pedoped Viewer sloužil jako mezikrok pro získání a uložení potřebných dat, které byly dále zpracovány v MATLABu. Program *Trideni_dat* slouží pro seřídění dat získaných pomocí pedoped View a ty jsou ukládány do proměnné *Struct*. Program *Step_finde_analyza* vykresluje z dat průběhy chůze a podle funkcí, které jsou v programu obsaženy vyfiltruje signál a v dalším kroku detekuje vrcholy, které reprezentují jednotlivé kroky a také vyhledá kroky, jež jsou nad hodnotou, povolené zátěže. Všechny informace o počtech kroků připsá do proměnné *Struct*. Tu je nutné znova uložit. Poslední, třetí program *Bar_box_analyza* vykreslí získané hodnoty ze souborů do grafů. První sloupcový graf je procentuálním vyjádřením počtu kroků, druhý sloupcový graf vyjadřuje celkový počet kroků a třetí krabicový graf vyjadřuje minimální, maximální a průměrné hodnoty nadlimitních kroků. Kombinací těchto programů vznikla ucelená analýza, ze které je patrné, jak si pacient v průběhu léčby vedl v dodržování míry zátěže a četnosti chůze, což bylo cílem této bakalářské práce.

Před začátkem výzkumu bylo nutné provést testování vložek pedoped®, které je popsáno v kapitole 4.4 *výsledky testování*. V průběhu výzkumu se vyskytlo několik komplikací, ať už ze strany techniky nebo pacienta, které se odrážely v počtu naměřených dat. Problémy byly řešeny s pacientem nebo přímo s výrobcem. V měsíci lednu nastal problém s mobilní aplikací pedoped App, která přestala fungovat. Problém byl po zaslání nového instalačního souboru od výrobce vyřešen.

Ze zpětné vazby při komunikaci s pacientem se potvrdilo, že při monitorování míry zátěže je pacient určitým způsobem motivovaný k chůzi a snaže dodržovat stanovené limity na poraněné končetině. Díky tomuto monitorování pacient věděl, jak nohu zatěžuje a byl zde také vidět určitý pokrok ve zvýšení zátěže, která se každý měsíc zvyšovala přibližně o 50 N. Delší doba mezi zvýšením zátěže byla pouze ze začátku měření, kdy pacient pociťoval bolest, a proto nemohla být zátěž zvýšena.

Grafy uvedené v přílohách jsou řazeny podle aktuální povolené zátěže na 200 N, 300 N, 350 N, 400 N a 450 N. V měsíci leden je zřetelné, že byla delší pauza, která byla způsobena vlivem nefunkčnosti mobilní aplikace pedoped App a komplikací stavu pacienta.

6. Zdroje

Literatura

- [1] *Základní parametry senzorů* [online]. In: . Brno [cit. 2016-10-11]. Dostupné z: http://www.umel.feec.vutbr.cz/~adamek/uceb/DATA/s_1_3.htm
- [2] WILLIAMS, Charles. *Introduce to sensors* [online]. In: . [cit. 2016-10-11]. Dostupné z: <http://newton.ex.ac.uk/teaching/CDHW/Sensors/>
- [3] VOLF, Jaromír. *Taktilní senzory pro automatizaci: Senzory typu FSR* [online]. Praha, 2008 [cit. 2016-10-12]. Dostupné z: <http://www.odbornecasopisy.cz/res/pdf/37544.pdf>
- [4] *Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review* [online]. In: RAZAK, Abdul, Aladin ZAYEGH, Rezaul BEGG a Yufridin WAHAB. 2012 [cit. 2016-10-20]. DOI: 10.3390/s120709884. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/12/7/9884/htm>
- [5] QIN, Lai-Yin, Hao MA a Wei-Hsin LIAO. *Insole plantar pressure systems in the gait analysis of post-stroke rehabilitation* [online]. 2015, , 1784 - 1789 [cit. 2017-01-07]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/icp.jsp?arnumber=7279576#at-glance>
- [6] SHU, Lin, Tao HUA a Yangyong WANG. *In-Shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array* [online]. 2010, , 767 - 775 [cit. 2017-01-07]. DOI: 10.1109/TITB.2009.2038904. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5378500/>
- [7] *Tekscan, Inc.: F-scan system* [online]. USA [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system?tab=description>
- [8] *Tekscan, Inc.: Sensors 3000E, 3001E, 3005E* [online]. USA [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system?tab=sensors>
- [9] *Pressure Profil System: Foot Pressure Measurement System* [online]. [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <https://static1.squarespace.com/static/53836bf1e4b011aa8ac0ffb9/t/576b704b03596ed61e81d834/1466658891582/Foot+Pressure+Measurement+System.pdf>
- [10] *Sennotech Co. Ltd.: InsoleX* [online]. [cit. 2017-01-8]. Dostupné z: <http://sennotech.com/EN/product/insole.php>
- [11] *Pedoped: Load monitoring device* [online]. [cit. 2016-10-20]. Dostupné z: www.novel.de
- [12] *The emed®-systems* [online]. [cit. 2016-10-21]. Dostupné z: <http://novel.de/novelcontent/emed>
- [13] *Fyzioklinika: Tříštivá zlomenina kostí* [online]. Praha [cit. 2017-03-18]. Dostupné z: <https://www.fyzioklinika.cz/clanky-o-zdravi/tristiva-zlomenina-kosti-fyzioterapie-po-zlomenine-se-zevnim-fixátorem>
- [14] PŘIBYLOVÁ, Martina. *Ošetrovatelská péče u pacienta se zevním fixátorem*. České Budějovice, 2012. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích. Vedoucí práce Mgr. František Dolák.

- [15] *Pedoped: Quick Start Guide*. 2015. Dostupné také z:
http://www.novel.de/_novelhn_doc/pedoped/pedoped_QuickStartGuide_v1-3-26.pdf
- [16] PENHAKER, Ing. Marek a Ing. Jan KUBÍČEK. *Matematické modelování dat pro vědecké účely*. Slezská univerzita v Opavě, 2014. ISBN 978-80-7248-942-8.
- [17] PAVLÍK, J. *Aplikovaná statistika*. 1vyd. Praha: VŠCHT Praha, 2015. ISBN 80-7080-569-2.

Obrázky

- [1] WILLIAMS, Charles. *Introduce to sensors* [online]. In: . [cit. 2016-10-11]. Dostupné z:
<http://newton.ex.ac.uk/teaching/CDHW/Sensors/>
- [2] VOLF, Jaromír. *Taktilní senzory pro automatizaci: Uspořádání senzoru FSR* [online]. Praha, 2008 [cit. 2016-10-12]. Dostupné z: <http://www.odbornecasopisy.cz/res/pdf/37544.pdf>
- [3] VOLF, Jaromír. *Taktilní senzory pro automatizaci: Typická závislost odporu R senzoru FSR* [online]. Praha, 2008 [cit. 2016-10-12]. Dostupné z:
<http://www.odbornecasopisy.cz/res/pdf/37544.pdf>
- [4] *Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review* [online]. In: RAZAK, Abdul, Aladin ZAYEGH, Rezaul BEGG a Yufridin WAHAB. 2012 [cit. 2016-10-20]. DOI: 10.3390/s120709884. ISSN 1424-8220. Dostupné z: www.mdpi.com/journal/sensors
- [5] *Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review* [online]. In: RAZAK, Abdul, Aladin ZAYEGH, Rezaul BEGG a Yufridin WAHAB. 2012 [cit. 2016-10-20]. DOI: 10.3390/s120709884. ISSN 1424-8220. Dostupné z: www.mdpi.com/journal/sensors
- [6] *Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review* [online]. In: RAZAK, Abdul, Aladin ZAYEGH, Rezaul BEGG a Yufridin WAHAB. 2012 [cit. 2016-10-20]. DOI: 10.3390/s120709884. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/12/7/9884/htm>
- [7] SHU, Lin, Tao HUA a Yangyong WANG. *In-Shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array* [online]. 2010, , 767 - 775 [cit. 2017-01-07]. DOI: 10.1109/TITB.2009.2038904. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5378500/>
- [8] *Tekscan, Inc.: F-scan system* [online]. USA [cit. 2017-01-08]. Dostupné z:
<https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system?tab=sensors>
- [9] *Tekscan, Inc.: Sensors 300E* [online]. USA [cit. 2017-01-08]. Dostupné z:
<https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system?tab=sensors>
- [10] *Tekscan, Inc.: Sensors 3001E* [online]. USA [cit. 2017-01-08]. Dostupné z:
<https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system?tab=sensors>
- [11] *Tekscan, Inc.: Sensors 3005E* [online]. USA [cit. 2017-01-08]. Dostupné z:
<https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system?tab=sensors>

- [12] *Pressure Profil System: Foot Pressure Measurement System* [online]. [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <https://static1.squarespace.com/static/53836bf1e4b011aa8ac0ffb9/t/576b704b03596ed61e81d834/1466658891582/Foot+Pressure+Measurement+System.pdf>
- [13] *Pressureprofil: Sensor model* [online]. [cit. 2017-01-09]. Dostupné z: <http://www.pressureprofile.com/foot-pms>
- [14] *Smartinsole.net: smart insoles products and company Sennotech insoleX* [online]. [cit. 2017-01-09]. Dostupné z: <https://smartinsole.net/2016/01/26/smart-insole-company-and-products/>
- [15] Novel.de: pedoped® insole with iPhone and shoe. *Novel.de* [online]. [cit. 2016-12-10]. Dostupné z: <http://novel.de/novelcontent/pedoped-mobile-forces-sensors>
- [16] *The emed®-systems* [online]. [cit. 2016-10-21]. Dostupné z: <http://novel.de/novelcontent/emed>
- [17] *American Academy of Orthopaedic Surgeons: aaos75* [online]. [cit. 2017-03-20]. Dostupné z: http://www.aaos75.org/stories/physician_story.htm?id=14
- [18] *Pedoped: Quick Start Guide. 2015: pedoped insole with attachment electronics*. 2015. Dostupné také z: http://www.novel.de/_novelhn_doc/pedoped/pedoped_QuickStartGuide_v1-3-26.pdf
- [19] *Pedoped: Quick Start Guide. 2015: Pedoped electronics*. 2015. Dostupné také z: http://www.novel.de/_novelhn_doc/pedoped/pedoped_QuickStartGuide_v1-3-26.pdf
- [20] *Pedoped: Quick Start Guide. 2015: battery insertion*. 2015. Dostupné také z: http://www.novel.de/_novelhn_doc/pedoped/pedoped_QuickStartGuide_v1-3-26.pdf
- [21] *Pedoped: Quick Start Guide. 2015: iPhone measuring horizontal phone view*. 2015. Dostupné také z: http://www.novel.de/_novelhn_doc/pedoped/pedoped_QuickStartGuide_v1-3-26.pdf
- [22] *Pedoped: Quick Start Guide. 2015: iPhone measuring vertical phone view*. 2015. Dostupné také z: http://www.novel.de/_novelhn_doc/pedoped/pedoped_QuickStartGuide_v1-3-26.pdf
- [23] *Pedoped: Quick Start Guide. 2015: Devices screen*. 2015. Dostupné také z: http://www.novel.de/_novelhn_doc/pedoped/pedoped_QuickStartGuide_v1-3-26.pdf
- [24] *Pedoped: Quick Start Guide. 2015: pedoped device information screen*. 2015. Dostupné také z: http://www.novel.de/_novelhn_doc/pedoped/pedoped_QuickStartGuide_v1-3-26.pdf
- [25] *Pedoped: Quick Start Guide 2015: pedoped calibration screen*. 2015. Dostupné také z: http://www.novel.de/_novelhn_doc/pedoped/pedoped_QuickStartGuide_v1-3-26.pdf
- [26] *Pedoped: Quick Start Guide. 2015: pedoped bipedal calibration steps*. 2015. Dostupné také z: http://www.novel.de/_novelhn_doc/pedoped/pedoped_QuickStartGuide_v1-3-26.pdf
- [27] *Pedoped: Quick Start Guide. 2015: pedoped bipedal calibration steps*. 2015. Dostupné také z: http://www.novel.de/_novelhn_doc/pedoped/pedoped_QuickStartGuide_v1-3-26.pdf
- [28] *Pedoped Quick Start Guide: pedoped display options* 2015. Dostupné také z: http://www.novel.de/_novelhn_doc/pedoped/pedoped_QuickStartGuide_v1-3-26.pdf
- [29] *Pedoped Quick Start Guide: save data windows* 2015. Dostupné také z: http://www.novel.de/_novelhn_doc/pedoped/pedoped_QuickStartGuide_v1-3-26.pdf

Tabulky

- [1] *Tekscan, Inc.: Sensors 300E* [online]. USA [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system?tab=sensors>
- [2] *Tekscan, Inc.: Sensors 3001E* [online]. USA [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system?tab=sensors>
- [3] *Tekscan, Inc.: Sensors 3005E* [online]. USA [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system?tab=sensors>
- [4] *Pressure Profil System: Sensors model* [online]. [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <https://static1.squarespace.com/static/53836bf1e4b011aa8ac0ffb9/t/576b704b03596ed61e81d834/1466658891582/Foot+Pressure+Measurement+System.pdf>
- [5] *Pressure Profil System: Sensor characteristics and performance* [online]. [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <https://static1.squarespace.com/static/53836bf1e4b011aa8ac0ffb9/t/576b704b03596ed61e81d834/1466658891582/Foot+Pressure+Measurement+System.pdf>
- [6] *Pressure Profil System: Electronics specifications* [online]. [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <https://static1.squarespace.com/static/53836bf1e4b011aa8ac0ffb9/t/576b704b03596ed61e81d834/1466658891582/Foot+Pressure+Measurement+System.pdf>
- [7] *Sennotech Co. Ltd.: InsoleX* [online]. [cit. 2017-01-8]. Dostupné z: <http://sennotech.com/EN/product/insole.php>
- [8] *Novel USA: pedoped* [online]. [cit. 2017-01-12]. Dostupné z: http://www.novelusa.com/assets/pdf/pedar/pedoped_en_web.pdf
- [9] *The emed®-systems* [online]. [cit. 2016-10-21]. Dostupné z: <http://novel.de/novelcontent/emed>

7. Přílohy

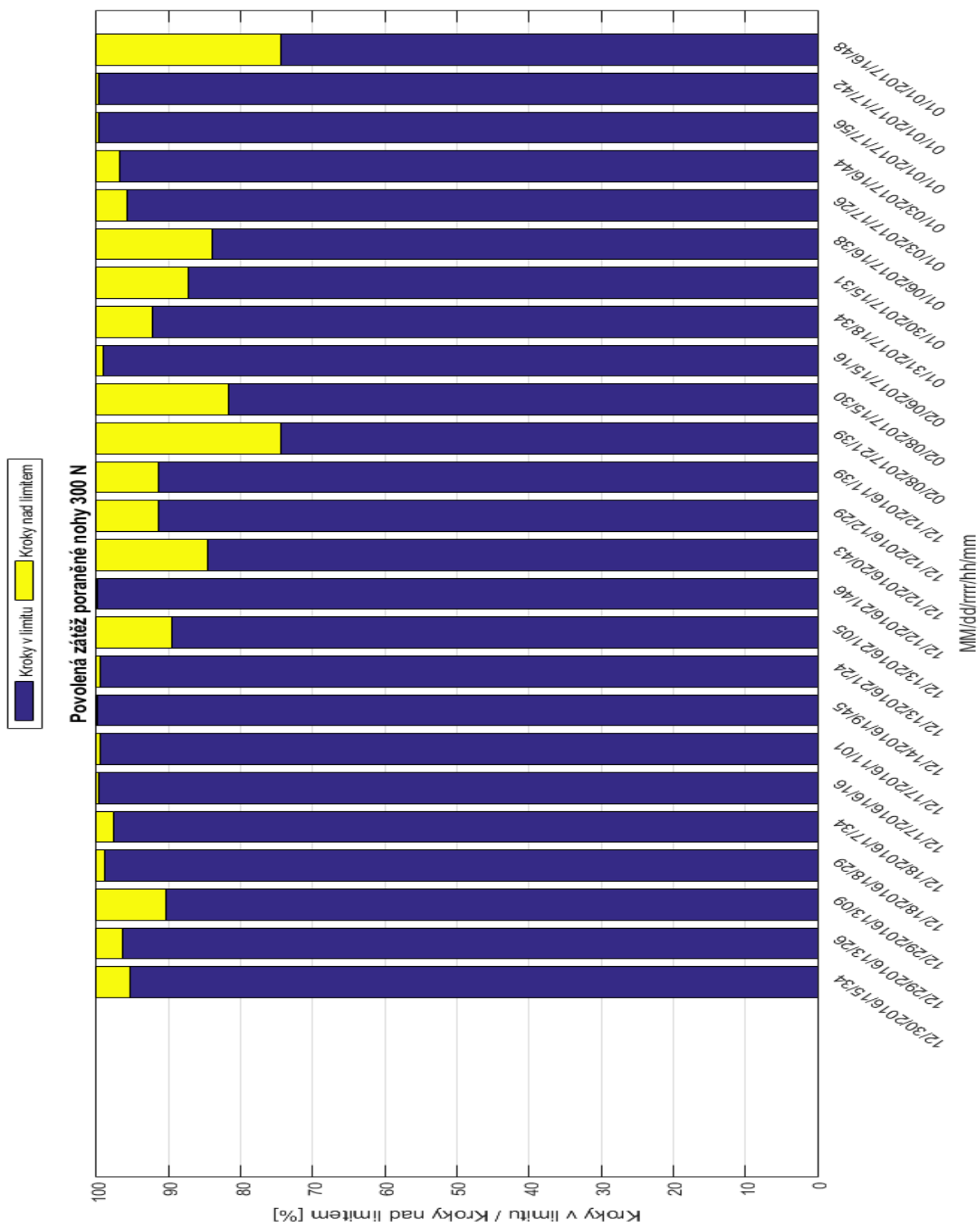
Programy pro analýzu dat, které vytvořeny v programu MATLAB, grafy a naměřená data, rozdělená podle zátěží, jsou přiloženy na CD, které je součástí tištěné verze bakalářské práce.

Seznam příloh

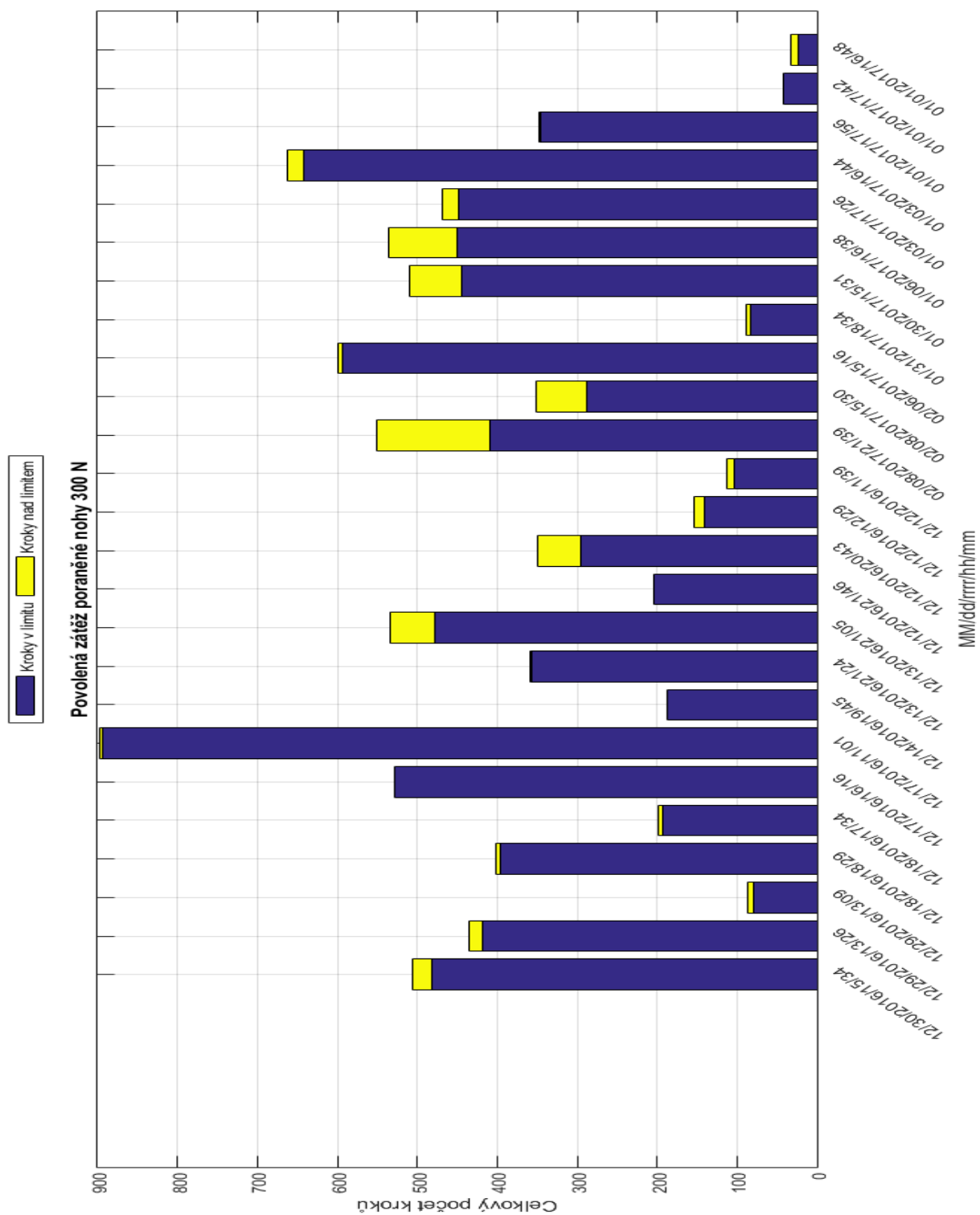
Příloha 1: Sloupcový graf procentuálního vyjádření při zátěži 200 N	II
Příloha 2: Sloupcový graf počtu kroků při zátěži 200 N	II
Příloha 3: Krabicový graf nadlimitních kroků při zátěži 200 N	II
Příloha 4: Sloupcový graf procentuálního vyjádření při zátěži 300 N	II
Příloha 5: Sloupcový graf počtu kroků při zátěži 300 N	II
Příloha 6: Krabicový graf nadlimitních kroků při zátěži 300 N	II
Příloha 7: Sloupcový graf procentuálního vyjádření při zátěži 350 N	II
Příloha 8: Sloupcový graf počtu kroků při zátěži 350 N	II
Příloha 9: Krabicový graf nadlimitních kroků při zátěži 350 N	II
Příloha 10: Sloupcový graf procentuálního vyjádření při zátěži 400 N	II
Příloha 11: Sloupcový graf počtu kroků při zátěži 400 N	II
Příloha 12: Krabicový graf nadlimitních kroků při zátěži 400 N	II
Příloha 13: Sloupcový graf procentuálního vyjádření při zátěži 450 N	II
Příloha 14: Sloupcový graf počtu kroků při zátěži 450 N	II
Příloha 15: Krabicový graf nadlimitních kroků při zátěži 450 N	II



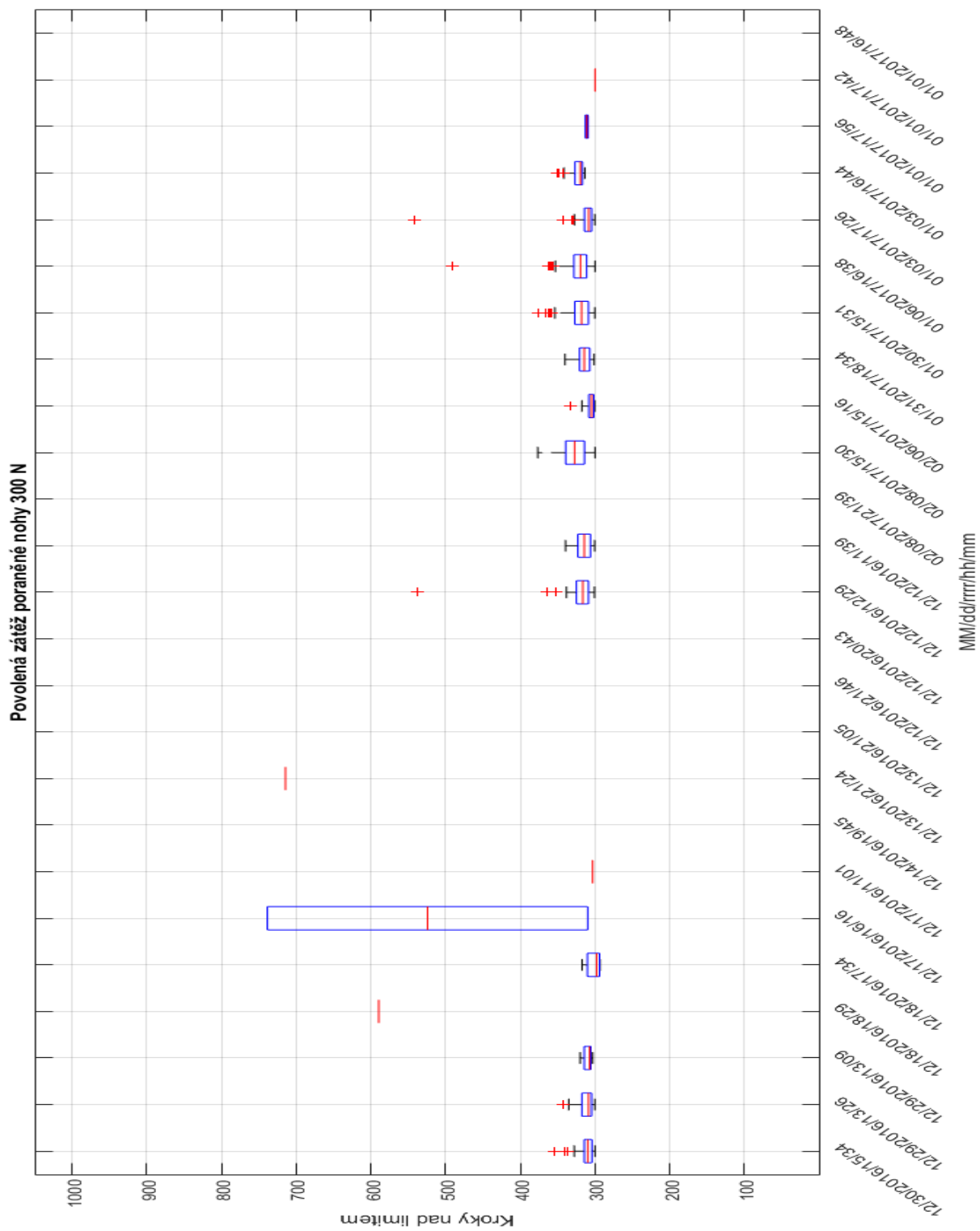
Příloha 3: Krabicový graf nadlimitních kroků při zátěži 200 N



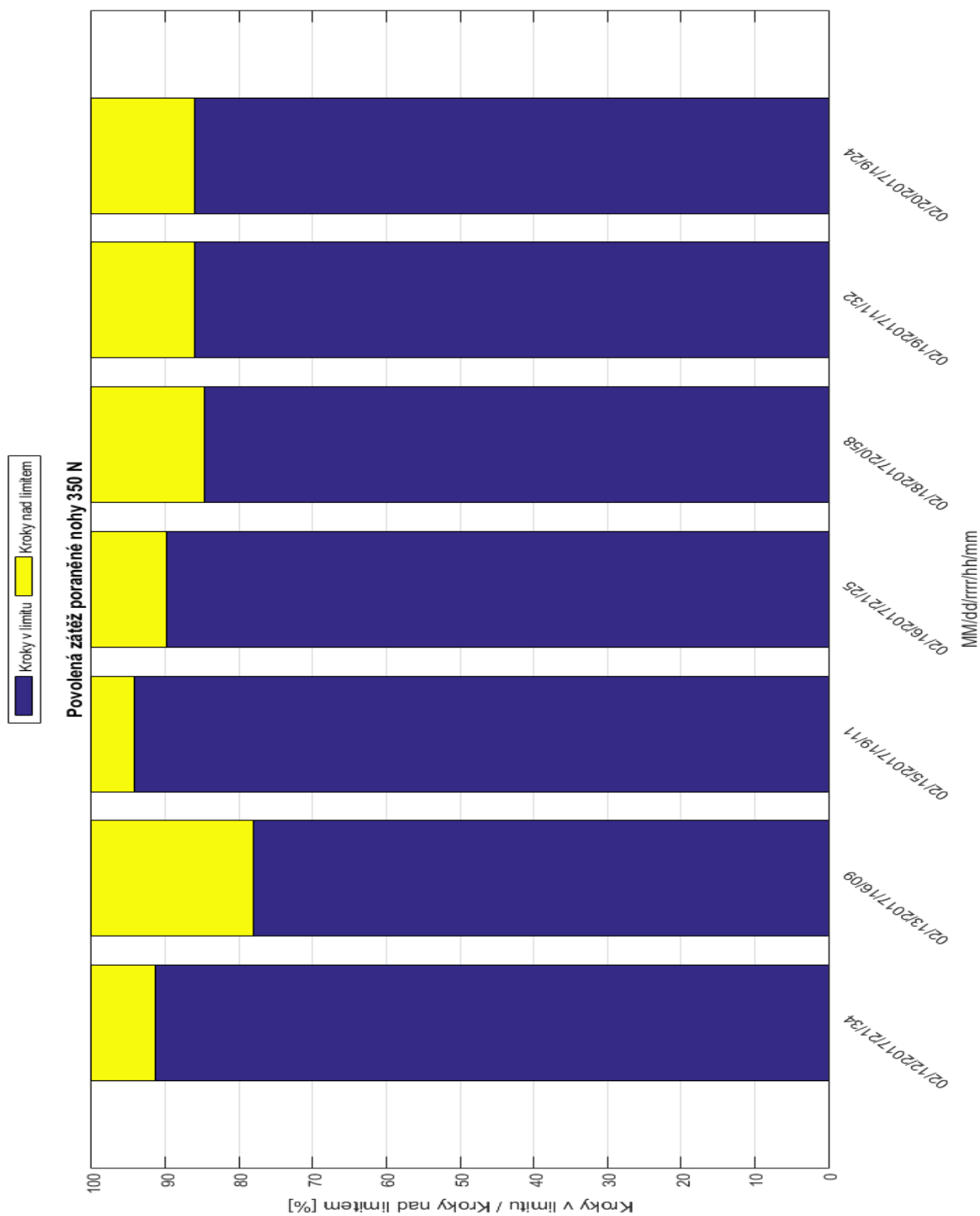
Příloha 4: Sloupcový graf procentuálního vyjádření při zátěži 300 N



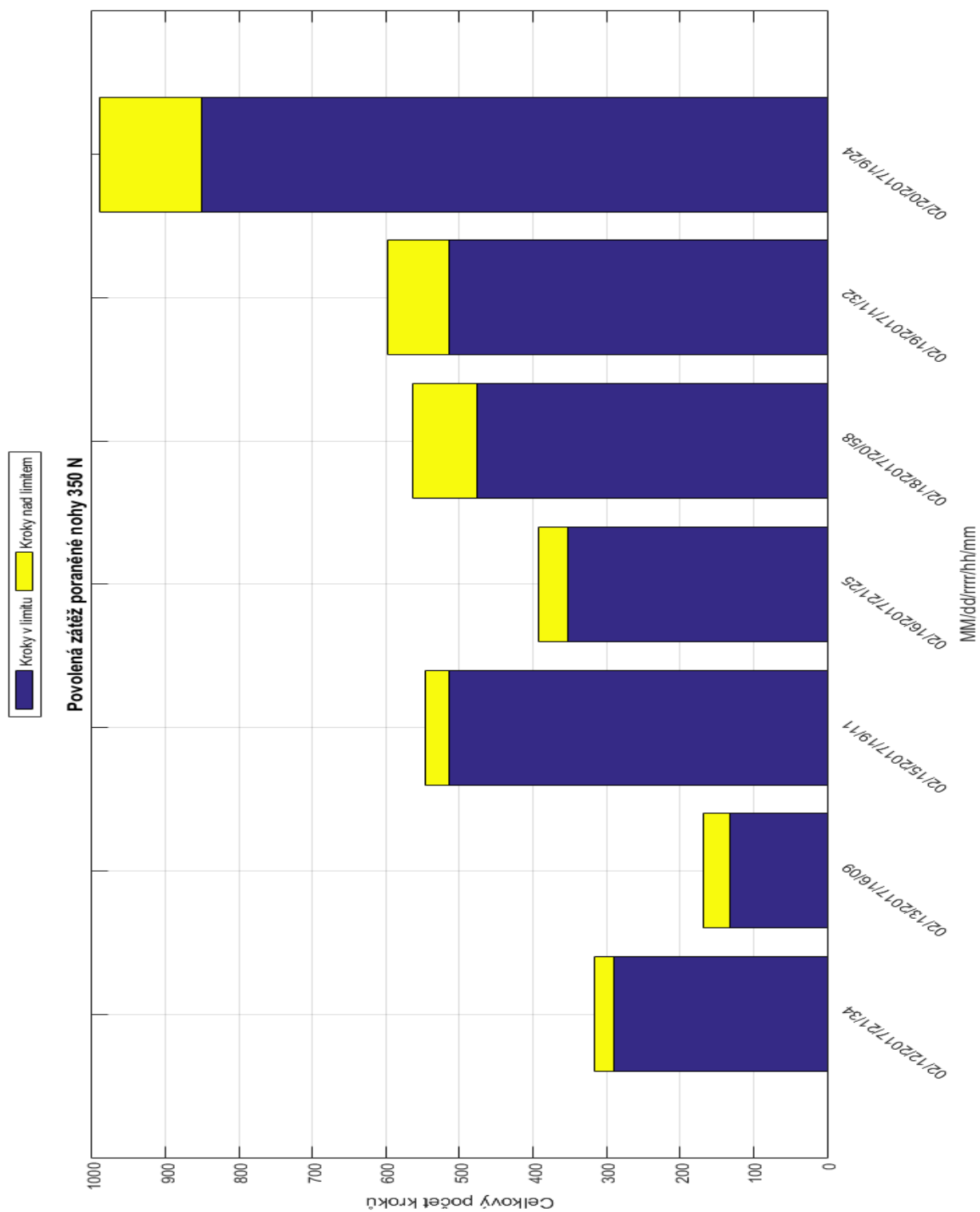
Příloha 5: Sloupcový graf počtu kroků při zátěži 300 N



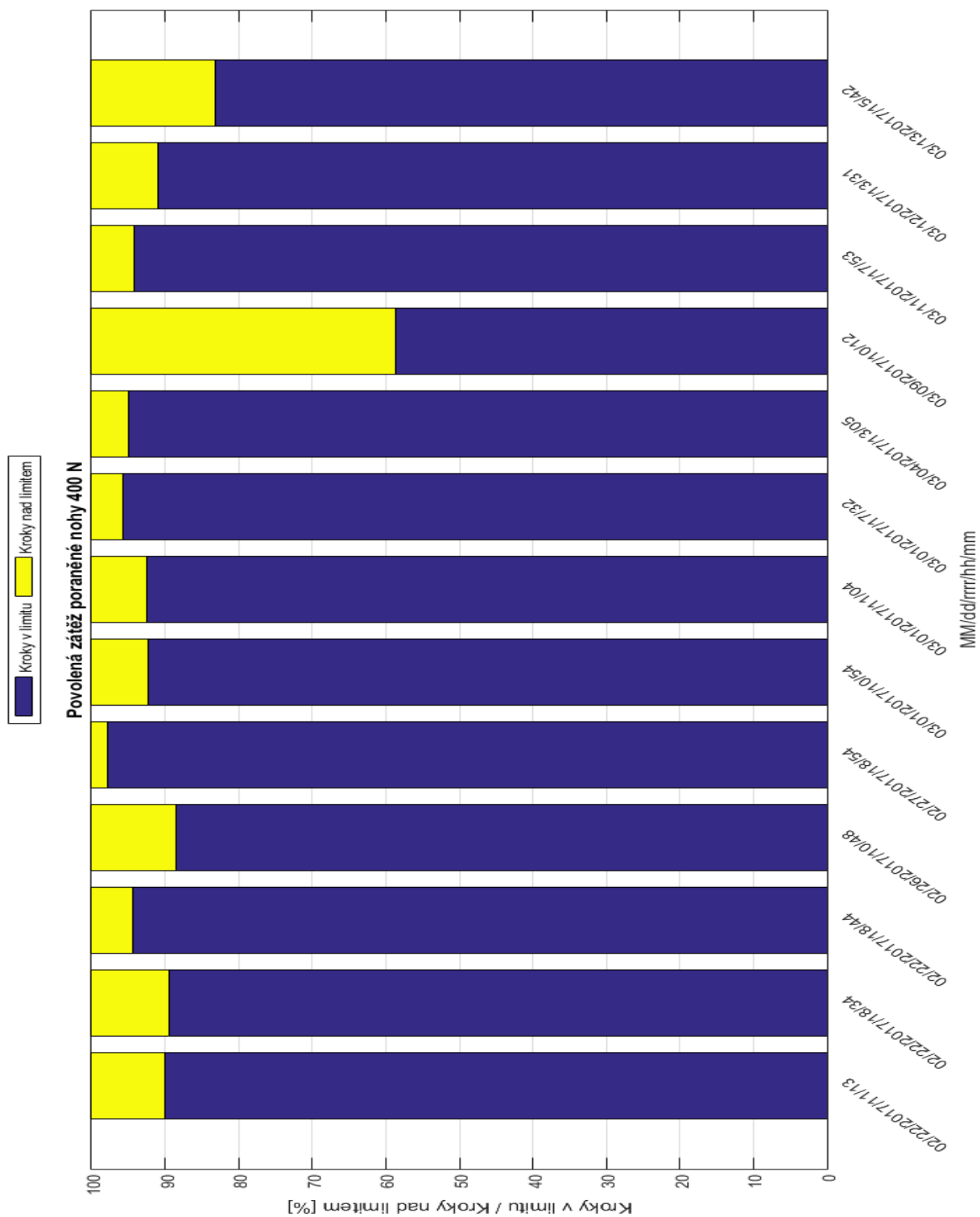
Příloha 6: Krabicový graf nadlimitních kroků při zátěži 300 N



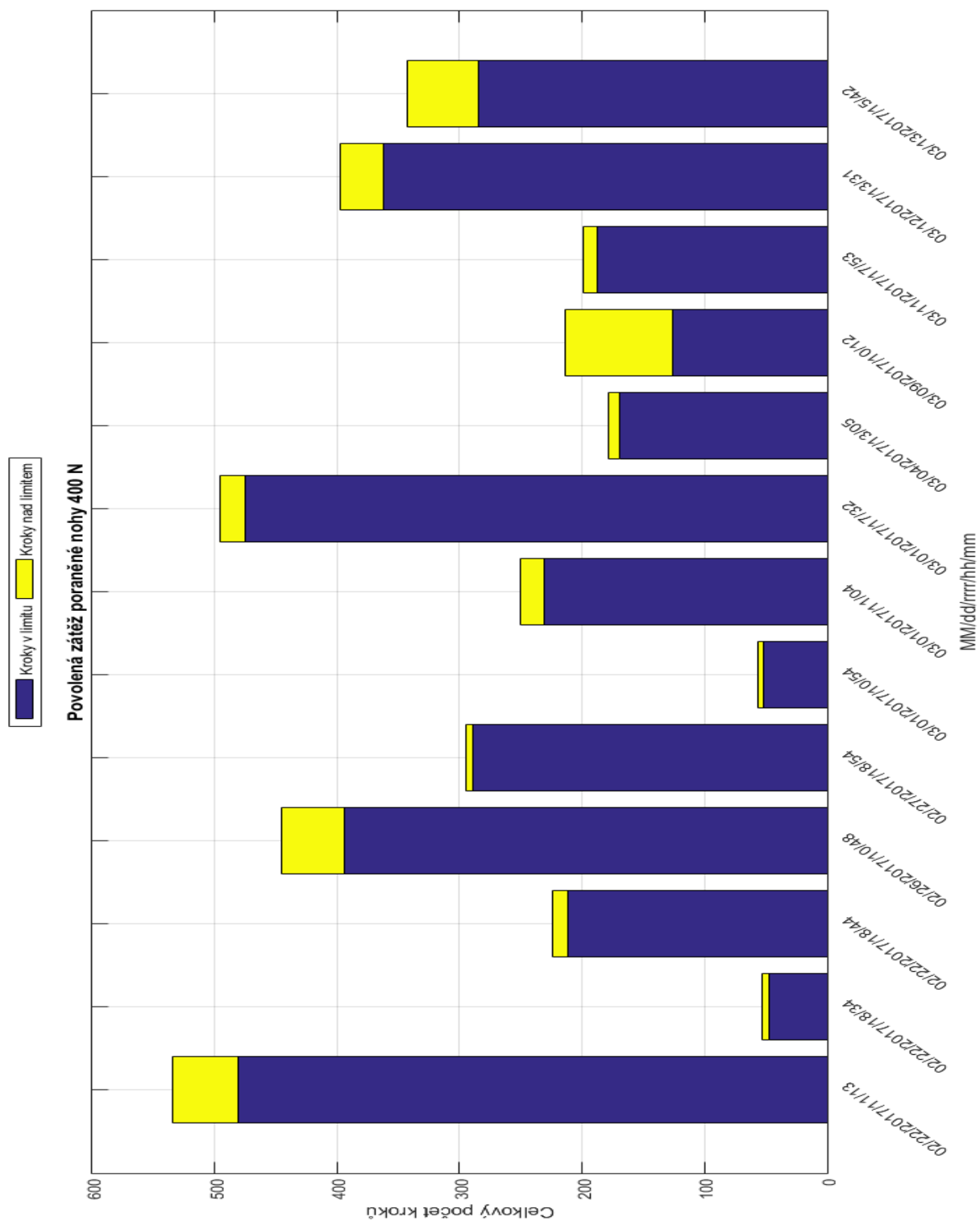
Příloha 7: Sloupcový graf procentuálního vyjádření při zátěži 350 N



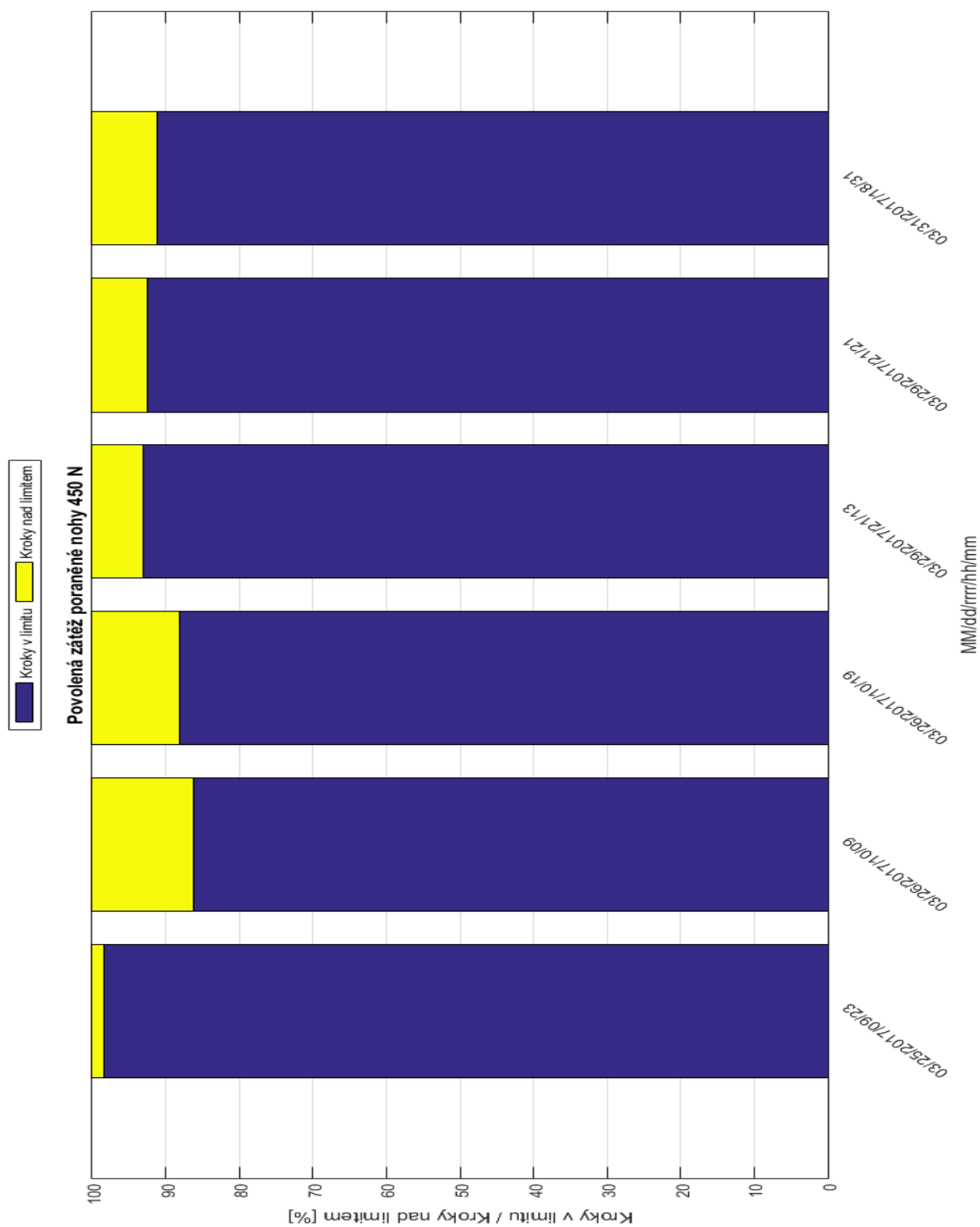
Příloha 8: Sloupcový graf počtu kroků při zátěži 350 N



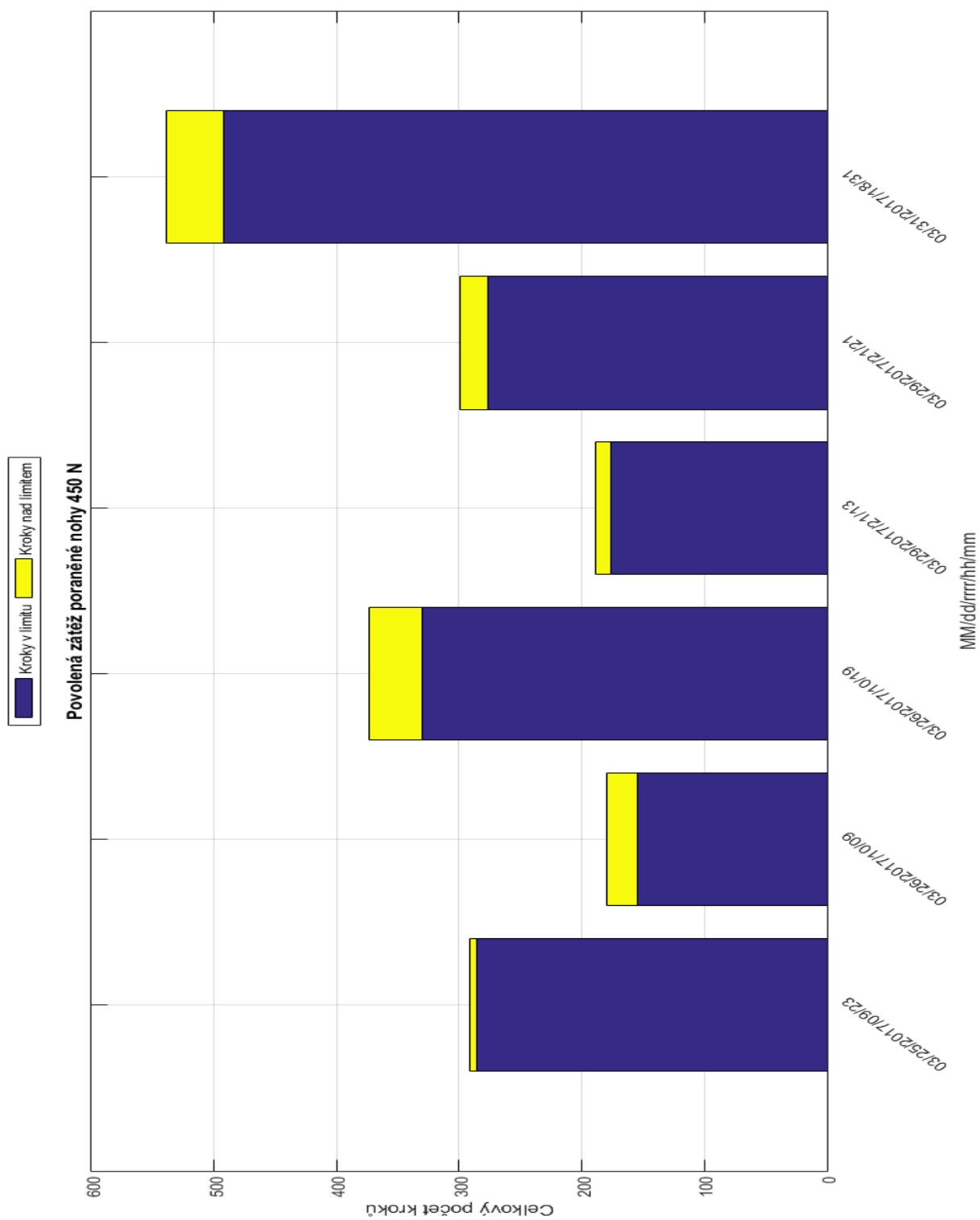
Příloha 10: Sloupcový graf procentuálního vyjádření při zátěži 400 N



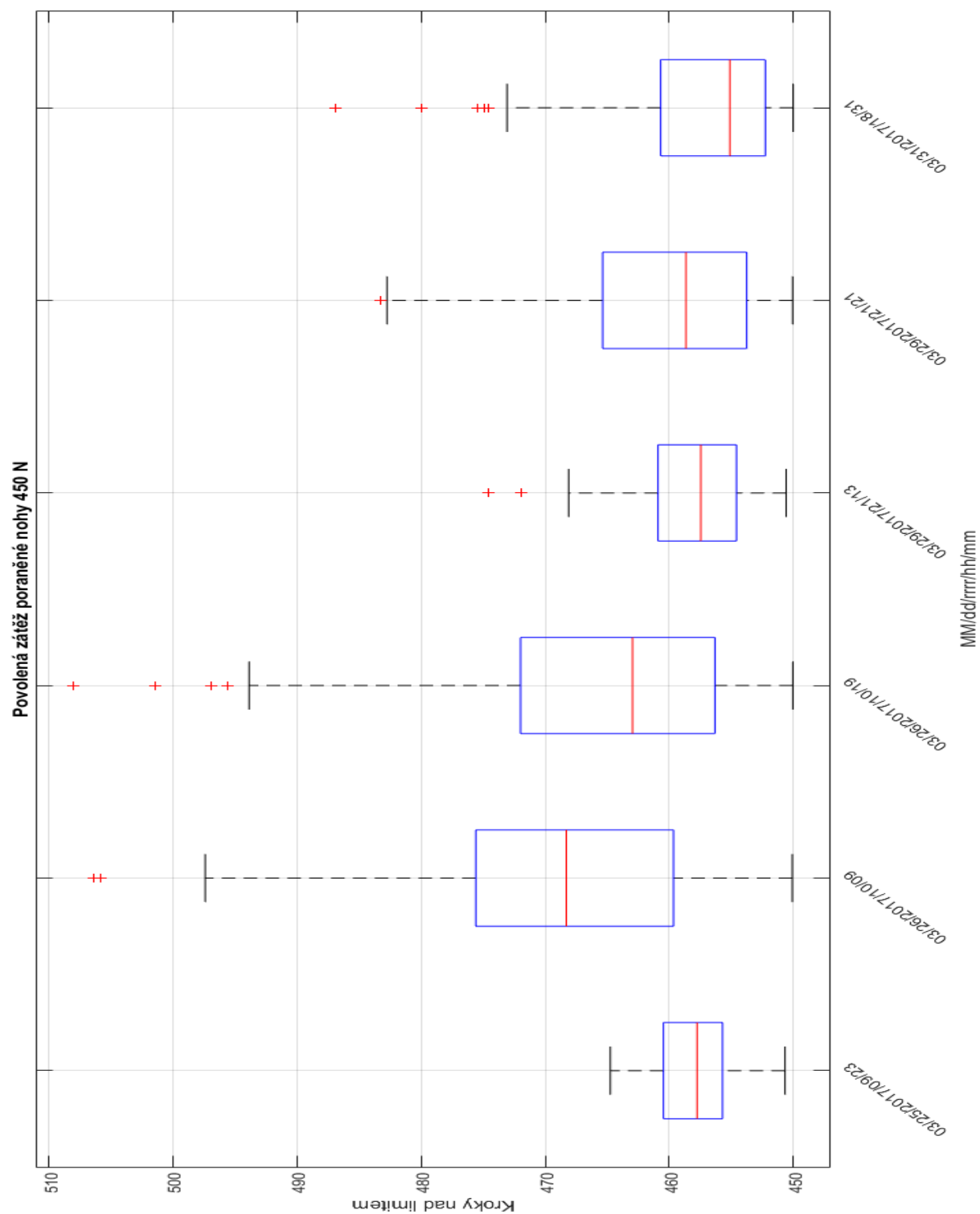
Příloha 11: Sloupcový graf počtu kroků při zátěži 400 N



Příloha 13: Sloupcový graf procentuálního vyjádření při zátěži 450 N



Příloha 14: Sloupcový graf počtu kroků při zátěži 450 N



Příloha 15: Krabicový graf nadlimitních kroků při zátěži 450 N